

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ORTHOPÄDIE
PROF. DR. MED. DR. H.C. JOACHIM GRIFKA
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Pinless-Navigation vs. konventionelle Navigationstechnik –
ein Vergleich zweier Messmethoden in der
Knieendoprothetik**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Anne Maria Birkenbach

2015

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ORTHOPÄDIE
PROF. DR. MED. DR. H.C. JOACHIM GRIFKA
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**Pinless-Navigation vs. konventionelle Navigationstechnik –
ein Vergleich zweier Messmethoden in der
Knieendoprothetik**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Anne Maria Birkenbach

2015

Dekan:	Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert
1. Berichterstatter:	Prof. Dr. Dr. h.c. Joachim Grifka
2. Berichterstatter:	Prof. Dr. Rainer H. Straub
Tag der mündlichen Prüfung:	10.11.2015

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
1.1	Das Kniegelenk	5
1.1.1	Anatomische und biomechanische Grundlagen	5
1.2	Die Gonarthrose	8
1.2.1	Definition und Klassifikation	8
1.2.2	Epidemiologie	9
1.2.3	Ätiologie und Pathogenese	10
1.2.4	Klinik	10
1.2.5	Therapie.....	11
1.3	Endoprothetischer Gelenkersatz	13
1.3.1	Historisches	13
1.3.2	Endoprothesentypen	14
1.3.2.1	Ungekoppelte Endoprothesen	14
1.3.2.2	Teilgekoppelte Endoprothesen	15
1.3.2.3	Achsgeführte Endoprothesen	15
1.3.3	Präoperative Planung	16
1.3.4	Operationsmethoden	18
1.3.4.1	Konventionelle Operationstechnik	18
1.3.4.2	Navigationsgestützte Operationstechniken	19
1.4	Zielsetzung der Arbeit	21
2	Material und Methoden	22
2.1	Studiendesign.....	22
2.2	Verwendete Navigationssysteme	23
2.3	Präoperative radiologische Planung	25
2.4	Operationsablauf	25

2.5	Postoperative radiologische Untersuchung	31
2.6	Radiologische Vermessung.....	31
2.7	Statistik und Datenauswertung.....	35
3	Ergebnisse	38
3.1	Patientenkollektiv	38
3.1.1	Eingeschlossene Patienten.....	38
3.1.2	Geschlecht.....	38
3.1.3	Alter	39
3.1.4	Seitenverteilung der operierten Kniegelenke	40
3.2	Operationsdauer.....	41
3.3	Radiologische Parameter	42
3.3.1	Präoperative Beinachse	42
3.3.2	Postoperative Beinachse	43
3.4	Abweichung des distalen femoralen Schnittblocks in der Frontalebene	44
3.4.1	Messung mit konventioneller Navigation.....	44
3.4.2	Messung mit Pinless-Navigation	45
3.5	Abweichung des distalen femoralen Schnittblocks in der Sagittalebene	46
3.5.1	Messung mit konventioneller Navigation.....	46
3.5.2	Messung mit Pinless-Navigation	47
3.6	Abweichung des proximalen tibialen Schnittblocks in der Frontalebene	48
3.6.1	Messung mit konventioneller Navigation.....	48
3.6.2	Messung mit Pinless-Navigation	49
3.7	Abweichung des proximalen tibialen Schnittblocks in der Sagittalebene (tibialer Slope).....	50
3.7.1	Messung mit konventioneller Navigation.....	50
3.7.2	Messung mit Pinless-Navigation	51
3.8	Vergleich der Mittelwerte (t-Test)	52
3.9	Vergleich der beiden Messverfahren mittels Bland-Altman-Diagramm	53

3.9.1	Coronares Alignment am distalen femoralen Schnittblock	53
3.9.2	Sagittales Alignment am distalen femoralen Schnittblock	53
3.9.3	Coronares Alignment am proximalen tibialen Schnittblock	56
3.9.4	Sagittales Alignment am proximalen tibialen Schnittblock	56
3.10	Postoperative Komplikationen	59
4	Diskussion.....	60
4.1	Allgemein: Trends in der Knieendoprothetik.....	60
4.2	Vor- und Nachteile der navigationsgestützten Knieendo- prothesenimplantation gegenüber der konventionellen Technik	62
4.2.1	Postoperatives Alignment	62
4.2.2	Operationsdauer	65
4.2.3	Komplikationen	65
4.3	Pinless-Navigation.....	67
4.3.1	Diskussion der Ergebnisse.....	68
4.3.2	Mögliche Fehlerquellen und Ursachen für Messabweichungen	71
4.3.3	Beurteilung des erreichten postoperativen Alignments	73
4.3.4	Beurteilung der Operationsdauer	74
4.3.5	Komplikationen	76
4.3.6	Schwachstellen der Pinless-Navigation	77
4.4	Ausblick.....	81
5	Zusammenfassung.....	82
6	Anhang.....	83
6.1	Abkürzungsverzeichnis	83
6.2	Abbildungsverzeichnis.....	85
6.3	Tabellenverzeichnis.....	87
6.4	Publikation.....	88
7	Literaturverzeichnis	89
8	Danksagung.....	97

9	Lebenslauf	98
---	------------------	----

1 Einleitung

1.1 Das Kniegelenk

1.1.1 Anatomische und biomechanische Grundlagen

Das Kniegelenk, die *Articulatio genu*, stellt das größte Gelenk des menschlichen Körpers dar. Durch den anatomischen Aufbau wird zum einen die notwendige Stabilität, zum anderen eine hinreichende Beweglichkeit gewährleistet [63]. Als *Articulatio composita* setzt sich das Kniegelenk aus mehreren Gelenkanteilen zusammen: Der *Articulatio femorotibialis* sowie der *Articulatio femoropatellaris* [63]. Hinzugezählt wird zudem die *Articulatio fibulotibialis*, die jedoch funktionell von untergeordneter Bedeutung ist [35].

Die *Articulatio femorotibialis*, das Femorotibialgelenk, besitzt insgesamt sechs Freiheitsgrade: Es sind Rotationsbewegungen um drei Achsen sowie Translationsbewegungen in drei Ebenen möglich. Zu den drei Rotationsbewegungen gehören Flexion und Extension, Abduktion und Adduktion sowie in Flexionsstellung Innen- und Außenrotation. Dabei laufen Flexion sowie Extension des Kniegelenkes als Roll-Gleit-Bewegung mit einer automatischen axialen Schlussrotation der Tibia ab. Die drei Translationsbewegungen umfassen Bewegungen nach ventral und dorsal (vordere/hintere Schublade), Distraktions- und Kompressionsbewegungen, sowie Translationsbewegungen in Form eines Verschiebens nach medial oder lateral [35].

Im Femorotibialgelenk artikulieren die beiden bikonvex gekrümmten Femurkondylen mit der *Facies articularis superior* der Tibia [67]. Anzumerken ist, dass die Gelenkfläche der Tibia medial eine bikonkave, lateral hingegen eine in der Transversalebene konkave und in der Sagittalebene konvexe Krümmung aufweist. Hieraus resultiert eine besonders lateral ausgeprägte Inkongruenz zwischen den Femurkondylen und der Gelenkfläche der Tibia, welche durch zwei dazwischen geschaltete halbmondförmige Faserknorpel, die Menisci, namentlich *Meniscus medialis* und *Meniscus lateralis*, ausgeglichen wird. Zudem fungieren die Menisci als Stoßdämpfer und können fokale Druckspitzen ausgleichen. Insgesamt tragen sie zur

Stabilität im Kniegelenk bei. Mit den jeweiligen Vorderhörnern inserieren sie an der Area intercondylaris anterior, mit den Hinterhörnern an der Area intercondylaris posterior der Tibia [35]. Die Menisci sind nach außen hin mit der Gelenkkapsel verbunden. Zudem strahlen Faserzüge des Lig. collaterale tibiale in den medialen Meniskus ein [35]. Durch die Menisci wird die Articulatio femorotibialis weiter in eine Articulatio meniscomfemoralis und eine Articulatio meniscotibialis unterteilt [67].

In der Articulatio femoropatellaris, dem Femoropatellargelenk, artikuliert die Facies patellaris des Femur mit der Facies articularis der Patella [67]. Dieser Gelenkanteil ist insbesondere in Beugestellung von Bedeutung, in der die Patella als Sesambein den Hebelarm des Streckapparates verlängert [35]. Die Patella stellt das größte Sesambein des menschlichen Körpers dar und ist in die Sehne des M. quadriceps femoris integriert [63].

Die Gelenkkapsel, die Capsula articularis, des Kniegelenks setzt sich aus einem außen liegenden Stratum fibrosum sowie einem innen liegenden Stratum synoviale zusammen [66]. Ihr fibröser Anteil umgibt das gesamte Kniegelenk [63]. Er entspringt im Abstand von etwa einem Zentimeter nahe der Knorpel-Knochen-Grenze der Tibia. Dorsokranial inseriert er an der Linea intercondylaris des Femur, ventrokranial strahlen die Fasern der Quadrizepssehne in die Gelenkkapsel ein [67]. Das Stratum synoviale entspringt anterior, lateral und medial an der Knorpel-Knochen-Grenze von Tibia und Femur. Posterior verläuft die Membrana synovialis nach vorne und inseriert entlang der Area intercondylaris anterior der Tibia. Die Kreuzbänder liegen extraartikulär zwischen Stratum fibrosum und Stratum synoviale der Gelenkkapsel. Am Femur inseriert das Stratum synoviale dorsal und lateral nahe der Knorpel-Knochen-Grenze der Kondylen [63]. Die große Gelenkhöhle des Kniegelenks weist mehrere Recessus auf und kommuniziert zudem mit mehreren gelenknah gelegenen Bursen [67].

Das Corpus adiposum infrapatellare, der Hoffa-Fettkörper, liegt kaudal der Patella zwischen Stratum fibrosum und Stratum synoviale [63].

Ein komplexes System aus Bändern und Sehnen dient zur Verstärkung der Kniegelenkskapsel. Der Bandapparat des Kniegelenks kann in einen vorderen, seitlichen, hinteren sowie einen zentralen Bandapparat unterteilt werden [63].

Der zentrale Bandapparat wird von den beiden Kreuzbändern, den Ligamenta cruciata, gebildet [63]. Sie übernehmen eine entscheidende Stabilisierungsfunktion

für das Kniegelenk, wobei sie das Kniegelenk in der Sagittalebene sowie in der Frontal- und Horizontalebene stabilisieren [35].

Das vordere Kreuzband, das Ligamentum cruciatum anterius (ACL), hat seinen Ursprung am hinteren Anteil der Innenfläche des Condylus lateralis femoris. Es verläuft nach ventro-medial, um an der Area intercondylaris anterior der Tibia zu inserieren. Das ACL ist aus drei Faserbündeln zusammengesetzt: Dem anteromedialen, dem intermediären sowie einem posterolateralen Faserbündel. Diese verlaufen nicht gleichgerichtet, sondern sind derart angeordnet, dass sie sich bei Extension wie zu einer Kordel verdrehen. Das vordere Kreuzband beschränkt die Extension und beugt einer nach vorn gerichteten Subluxation der Tibia vor. Zudem drosselt es die Innen- und Außenrotation in Flexionsstellung [35]. Das im Vergleich kräftiger ausgeprägte hintere Kreuzband, das Ligamentum cruciatum posterius (PCL), zieht von der Innenfläche des Condylus medialis zur Area intercondylaris posterior der Tibia. Dabei zeigt es einen nach dorso-lateral gerichteten Verlauf [67]. Es besteht aus zwei Faserbündeln, einem anteromedialen sowie einem posteromedialen Bündel [35]. In Flexionsstellung trägt das PCL einen entscheidenden Anteil zur Stabilisierung des Kniegelenks bei [67], es beugt einer Subluxation der Tibia nach dorsal vor [35]. Zudem unterstützt es das ACL in der Beschränkung der Extension und verhindert gemeinsam mit dem Streckapparat ein Gleiten der Femurkondylen nach ventral [35].

Die Ausrichtung sowie der Spannungszustand der beiden Kreuzbänder variieren in Abhängigkeit von der Gelenkstellung. In Innenrotation sind sie angespannt, in Außenrotation entspannt [35].

Die beiden Kollateralbänder, das Lig. collaterale laterale und das Lig. collaterale mediale, bilden den Seitenbandapparat [63]. Sie stabilisieren das Kniegelenk in der Frontalebene und sind in Streckstellung maximal gespannt [67]. Zudem tragen sie zur seitlichen Verstärkung der Gelenkkapsel bei [35].

Das Ligamentum collaterale laterale hat seinen Ursprung am Epicondylus lateralis des Femur und inseriert am Caput der Fibula, während das Ligamentum collaterale mediale vom Epicondylus medialis des Femur zur Facies medialis der Tibia verläuft, an der es ventral des Margo medialis bzw. dorsal des Pes anserinus ansetzt [63].

Das laterale Kollateralband wirkt in Streckstellung einem Varusstress entgegen, das mediale Kollateralband einem Valgusstress. Ferner beschränken beide

Kollateralbänder die Außenrotation des Kniegelenks. Die Kollateralbänder stabilisieren zusammen mit den Kreuzbändern in Streckstellung das Kniegelenk in der Sagittalebene [35].

Der vordere Bandapparat, auch Streckapparat genannt, umfasst Sehnen und Bänder, die zum einen zur Verstärkung der Gelenkkapsel dienen und zum anderen an der vertikalen und horizontalen Zugverspannung beteiligt sind, durch die das Femoropatellargelenk belastet wird [67]. Zum vorderen Bandapparat gehören die Ansatzsehnen des Musculus quadrizeps, das Ligamentum patellae, die Retinacula patellae longitudinalia, die Retinacula patellae transversalia sowie die meniskopatellaren Bänder [63].

Der hintere Bandapparat ist besonders kräftig ausgeprägt und beschränkt die Extension im Kniegelenk. Dazu zählen ebenfalls die Sehnen der in diesem Bereich verlaufenden Muskeln. Sie verstärken zusätzlich die Gelenkkapsel indem sie an den Bändern ihren Ansatz oder Ursprung haben. Dies sind insbesondere die Sehnen des M. gastrocnemius, des M. semimembranosus, dessen Faserzüge den Pes anserinus profundus bilden, sowie der M. popliteus [63].

1.2 Die Gonarthrose

1.2.1 Definition und Klassifikation

Die Arthrose ist eine nichtentzündliche, degenerative Erkrankung des Gelenkknorpels, die progredient verläuft. Zu Beginn betrifft sie den Knorpel und greift im Verlauf auf die anderen Gelenkbestandteile wie den Knochen oder den Kapsel-Band-Apparat über [50]. Bei der Arthrose des Kniegelenks, der Gonarthrose, können einzelne Kompartimente oder auch das gesamte Kniegelenk betroffen sein. Den Befall des gesamten Kniegelenks bezeichnet man als Pangonarthrose [61]. Des Weiteren kann je nach Befall des Gelenkanteils zwischen einer medialen, lateralen oder retropatellaren Arthrose differenziert werden [61].

Es existieren verschieden radiologische, histologische und makroskopische Klassifikationen der Arthrose. Die Beurteilung radiologischer Veränderungen der Gonarthrose fußt maßgeblich auf den Kriterien nach Kellgren und Lawrence von 1957 [40]. Hierzu zählen osteophytäre Anbauten, Geröllzysten,

Gelenkspaltverschmälerung sowie subchondrale Sklerosierung und Gelenkdeformitäten [40, 61]. Die Outerbridge-Klassifikation (s. Tabelle (Tab.) 1) dient zur makroskopischen Beurteilung der Knorpeldestruktion. Dabei werden vier Schweregrade unterschieden [42]. Sie kann mittels Arthroskopie oder offener Operation erhoben werden.

Grad	Kennzeichen
I	Aufweichung und Schwellung des Knorpels
II	oberflächlicher Knorpeldefekt mit Fissuren
III	tiefergehender Defekt, Fissuren reichen bis an Knorpel-Knochen-Grenze
IV	subchondraler Knochen liegt frei

Tabelle 1: Outerbridge-Klassifikation [42]

1.2.2 Epidemiologie

Die Arthrose ist die häufigste Gelenkerkrankung des Erwachsenenalters [22, 56]. Die Gonarthrose zählt dabei zu den häufigsten Arthroseformen [53, 69]. Die Prävalenz der Gonarthrose steigt mit zunehmendem Alter an. Frauen sind häufiger betroffen als Männer [3, 53, 78]. Die Gonarthrose tritt bei Männern im Alter von 60-64 Jahren rechts häufiger auf als links (23% vs. 16,3 %), wohingegen bei Frauen diesbezüglich kein deutlicher Unterschied zu bestehen scheint (24,2% vs. 24,7%) [56]. Nach Van Saase et al. liegt die Prävalenz der röntgenologisch nachweisbaren Gonarthrose in der Altersgruppe der 70- bis 74-Jährigen bei bis zu 40% [78]. Es existiert eine Diskrepanz zwischen der Prävalenz der radiologisch nachweisbaren Arthrose und der Häufigkeit klinischer Beschwerden: Klinisch macht sich die Arthrose weniger häufig bemerkbar, nur etwa 15% der Patienten mit radiologisch nachweisbarer Gonarthrose klagen über Knieschmerzen [30]. Bezüglich der Inzidenz der Gonarthrose existieren verschiedene Angaben: Die Inzidenzraten steigen mit dem Alter. Für Frauen im Alter von 70-89 Jahren zeigte sich in einer Studie von Oliveria et al. eine Jahresinzidenz der symptomatischen Gonarthrose von ca. 1% [59].

1.2.3 Ätiologie und Pathogenese

Ätiologisch kann zwischen der primären oder idiopathischen Gonarthrose ohne erkennbare Ursache und der sekundären Gonarthrose differenziert werden. Die sekundären Gonarthrosen entstehen durch eine Schädigung des Gelenkes, die angeboren oder erworben sein kann [53].

Als Ursache zur Entwicklung der primären Gonarthrose wird ein Missverhältnis zwischen der Belastung und der Belastbarkeit des Knorpels angenommen [50].

Die Pathogenese der Arthrose lässt sich als komplexes Zusammenspiel verschiedener endogener und exogener Faktoren beschreiben, welches zum sukzessiven Abbau der Knorpelmatrix und schließlich zum Verlust des Knorpels führt [28, 50].

Das Alter, das weibliche Geschlecht, eine genetische Prädisposition sowie das Vorhandensein von Übergewicht gelten als unabhängige Risikofaktoren für die Entwicklung einer Gonarthrose [53].

Für die Entwicklung einer sekundären Gonarthrose wurden zahlreiche Ursachen identifiziert: Neben Traumen, entzündlichen und metabolischen Erkrankungen können eine dysplastische Gelenkanlage sowie Achsfehlstellungen zur Entwicklung einer Gonarthrose führen. Auch die Osteochondrosis dissecans, aseptische Knochennekrosen, Bindegewebserkrankungen oder Gerinnungsstörungen wie die Hämophilie können eine Arthrose bedingen [53].

1.2.4 Klinik

Knieschmerzen sind das führende klinische Symptom der Gonarthrose. Dabei variiert die Klinik je nach Stadium. Die Patienten klagen initial vor allem über Bewegungs- und Belastungsschmerzen [56]. Ruheschmerzen und Nachtschmerzen können auf ein fortgeschrittenes Stadium der Arthrose hinweisen [56, 71]. Mit dem Fortschreiten der Erkrankung kommt es zum zunehmenden Funktionsverlust des Gelenks. Bewegungseinschränkung und Kontrakturen können sich ausbilden [43, 56]. Ebenfalls können Gelenkergüsse und sekundäre Varus- oder Valgusdeviationen auftreten [43]. In der klinischen Untersuchung ist meist eine Krepitation auffällig [71].

Im Verlauf der Erkrankung kommt es zur Minderung der schmerzfreien Gehstrecke [71]. Ebenso wird ein zunehmender Analgetikabedarf der Patienten beschrieben [56].

1.2.5 Therapie

Die Therapieziele bei der Behandlung der Gonarthrose beinhalten die Reduktion der Schmerzen, Verbesserung bzw. Erhalt von Beweglichkeit, Gehleistung und Lebensqualität sowie eine Verzögerung des Krankheitsprogresses [19, 56].

Prinzipiell lässt sich zwischen konservativen und operativen Therapieansätzen unterscheiden. Je nach Schweregrad der Arthrose sowie der klinischen Beschwerden des Patienten wird eine individuell auf den Patienten zugeschnittene Therapie angewendet. Meist wird zunächst mit einer konservativen Therapie begonnen. Bringt diese nicht den gewünschten Behandlungserfolg ist gegebenenfalls eine operative Therapie in Erwägung zu ziehen. Eine Rehabilitationsmaßnahme kann an die operative Therapie anschließen.

Die konservative Therapie reicht von allgemeinen Maßnahmen wie Anpassung der Lebensweise oder Gewichtsreduktion bei Adipositas bis zum Einsatz von Physiotherapie, physikalischen Verfahren, orthopädischen Hilfsmitteln und medikamentöser Therapie [56].

In der medikamentösen Therapie finden Analgetika und Antiphlogistika wie NSAR (nichtsteroidale Antirheumatika), Glukokortikoide (v.a. in Form einer intraartikulären Injektionstherapie), Opioide, Antizytokine und SYSADOA („symptomatic slow acting drugs in osteoarthritis“) Verwendung. Zu den SYSADOA zählen Chondroitinsulfat, D-Glukosaminsulfat, Hyaluronsäure und Diacerein [56]. Neben der intraartikulären Therapie mit Glukokortikoiden kommen auch intraartikuläre Injektionen von Platelet-rich Plasma (PRP) bei der Behandlung der symptomatischen Kniegelenksarthrose zum Einsatz [41].

Die operativen Therapieansätze umfassen gelenkerhaltende Operationen und den endoprothetischen Gelenkersatz sowie in seltenen Fällen die Versteifung des Gelenks mittels einer Arthrodesen [56].

Bei den gelenkerhaltenden Operationen rücken arthroskopische Techniken neben den traditionell „offenen“ Operationen immer mehr in den Vordergrund. Zur Anwendung kommen verschiedene Verfahren wie das arthroskopische Débridement,

die arthroskopische Lavage oder eine Chondroplastik, das sogenannte Shaving. Zudem stehen knochenstimulierende Techniken wie die Mikrofrakturierung nach Steadman, Pridie-Bohrungen und die Abrasionsplastik zur Verfügung, die auf die Induktion von faserknorpeligem Ersatzgewebe durch Perforation der subchondralen Knochenlamelle und Freisetzung pluripotenter Stammzellen zielen [50, 56].

Bei entsprechender Indikation mit isoliert kleinflächigem Knorpelschaden kommen Operationsmethoden wie die osteochondrale Mosaikplastik, die autologe Chondrozytentransplantation (ACT) oder die autologe osteochondrale Transplantation (OCT) in Betracht [56].

Bei unikompartimentellen Gonarthrosen im Rahmen einer Achsfehlstellung sind gelenknahe Umstellungsosteotomien eine günstige Therapieoption. Diese Methode zielt auf die Entlastung des geschädigten Gelenkanteils mit Verlagerung der Belastungszone in Richtung des gesunden Gelenkanteils. Beim sogenannten open wedge-Verfahren wird durch Aufspreizen des Osteotomiespaltes am proximal medialen Tibiakopf eine gewünschte Achskorrektur mit Valgisierung durchgeführt. Das Prinzip der closed wedge-Technik beinhaltet das Entfernen eines lateralen Knochenkeils an der proximalen Tibia mit nachfolgendem Zusammenklappen der Schnittflächen. Die anschließende Fixierung erfolgt meist mittels winkelstabiler Platten [27].

1.3 Endoprothetischer Gelenkersatz

Sind bei der Behandlung eines Patienten mit Gonarthrose die konservativen sowie gelenkerhaltenden Therapiemaßnahmen ausgeschöpft, gibt er Nacht- oder Ruheschmerzen an und liegt zudem eine ausgeprägte Gehstreckenverkürzung vor, kann die endoprothetische Versorgung des Gelenks in Erwägung gezogen werden. Die Indikation hierfür ist dabei stets individuell zu stellen [50].

1.3.1 Historisches

Der Berliner Chirurg Themistocles Gluck (1853-1942) wird von einigen Autoren als „Vater der Endoprothetik“ oder „Urvater der Knieendoprothetik“ bezeichnet [75, 79]. Gluck war es, der 1890 die erste Kniegelenkendoprothese implantierte. Die damals von ihm verwendete Prothese war eine Scharnierprothese, die aus Elfenbein gefertigt war [36]. Im Rahmen seiner Forschungen zum künstlichen Gelenkersatz beschränkte er sich nicht nur auf das Kniegelenk, sondern beschäftigte sich mit dem Ersatz verschiedener Gelenke des menschlichen Körpers. Einen Gelenkersatz nahm er bei Patienten, die an Gelenktuberkulose litten, vor. Gluck experimentierte zudem mit Knochenzement. Zur Verankerung der Prothesen verwendete er z.B. Mischungen aus Colophonium und Gips [79]. Allerdings wurden die Ergebnisse seiner Forschungen zu Kniegelenkprothesen aufgrund hoher Komplikationsraten, insbesondere wegen Wundinfektionen und Implantatversagen, zu dieser Zeit vorerst nicht weiter verfolgt [75].

Wesentliche Meilensteine waren die Schaffung aseptischer Bedingungen sowie die Verwendung von Knochenzement aus PMMA (Polymethylmetacrylat). Erste gute operative Ergebnisse konnten in der Folgezeit mit gekoppelten Scharnierendoprothesen erreicht werden [75]. Inzwischen liegt das Haupteinsatzgebiet für gekoppelte Prothesen in der Revisionsendoprothetik, bei der mit schwierigen Knochen- und Weichteilverhältnissen zu rechnen ist [34]. In der Primärendoprothetik kommen heutzutage vor allem sogenannte Oberflächenendoprothesen bzw. ungekoppelten Endoprothesen zum Einsatz, die Mitte des zwanzigsten Jahrhunderts erstmals verwendet wurden und bis heute eine laufende Weiterentwicklung erfahren [55, 75].

1.3.2 Endoprothesentypen

Prinzipiell kann zwischen gekoppelten, auch als „constrained“ oder achsgeführte Endoprothesen bezeichnet, teilgekoppelten („semiconstrained“) und ungekoppelten Endoprothesen („unconstrained“) unterschieden werden. Hinzu kommen diverse Unterformen, wobei die Übergänge zwischen den einzelnen Endoprothesendesigns immer fließender werden.

Dabei erfolgt die Auswahl der entsprechenden Endoprothese stets unter Berücksichtigung der lokalen Ausdehnung der Gonarthrose, der Stabilität der Bandverhältnisse im betreffenden Kniegelenk sowie der knöchernen Verhältnisse [24].

1.3.2.1 Ungekoppelte Endoprothesen („unconstrained“)

Die unikondylären Endoprothesen, umgangssprachlich auch Schlittenprothesen genannt, werden wie die bikondylären Oberflächenendoprothesen zu den ungekoppelten Endoprothesen gezählt. Sie ersetzen lediglich den oberflächlichen Gelenkanteil des medialen oder lateralen Kompartiments, folglich ist ihr Einsatz nur unter bestimmten Voraussetzungen beim isolierten Befall eines der beiden genannten Kompartimente zu erwägen [50]: Die Kreuzbänder müssen ausreichend funktionstüchtig sein und es darf keine fixierte Beugekontraktur des Kniegelenkes $>10^\circ$ vorliegen. Weitere Kontraindikationen bestehen bei ausgeprägter Laxizität der Seitenbänder oder patellofemorale Störungen [16, 58].

Die Implantation einer bikondylären Oberflächenendoprothese, auch Doppelschlittenprothese genannt, stellt heutzutage die Standardoperation im Bereich der Knieendoprothetik dar. Die Voraussetzung für diese Art des Gelenkersatzes ist das Vorliegen eines ausreichend stabilen Kapsel-Band-Apparates, da durch die Endoprothese lediglich die Oberflächen des tibialen und femoralen Gelenkanteils sowie das ACL ersetzt werden [24].

Je nach Notwendigkeit, kann zwischen einer kreuzbanderhaltenden oder kreuzbandersetzenden Oberflächenendoprothese entschieden werden [54]. Bei insuffizientem PCL besteht die Möglichkeit eine kreuzbandersetzende Endoprothese mit „Posterior stabilized“-Design zu verwenden [24, 49]. Bei diesem Design ist das Inlay zusätzlich mit einem Zapfen versehen, der mit einer Box an der

Femurkomponente in gelenkiger Verbindung steht. Die Erfinder dieses Designprinzips waren Insall und Kollegen, die 1978 die erste Insall-Burstein-posterior-stabilized-Prothese auf den Markt brachten [24]. Manche Autoren zählen die Endoprothesen mit „Posterior stabilized“ Design bereits zu den teilgekoppelten Endoprothesen.

Eine weitere Abwandlung des ursprünglichen Designs der Oberflächenendoprothesen, bei dem das Gleitlager an der Tibiakomponente fixiert ist („fixed bearing“), stellen Endoprothesen mit rotierender Plattform („mobile bearing“) dar, bei denen ein bewegliches Gleitlager zwischen Femur- und Tibiakomponente geschaltet ist. Durch eine erhöhte Passgenauigkeit der artikulierenden Komponenten sollen hierbei Scherkräfte und Druckspitzen reduziert und somit die Rate an Polyethylenabrieb und Prothesenlockerung vermindert werden [24].

1.3.2.2 Teilgekoppelte Endoprothesen („semiconstrained“)

Die teilgekoppelten Knieendoprothesen nehmen eine Zwischenstellung zwischen vollgekoppelten und ungekoppelten Endoprothesen ein. Ihr Design leitet sich im Wesentlichen vom Design der „Posterior-stabilized“-Prothesen ab. Allerdings sind sowohl der Zapfen des Inlays, als auch die mit ihm in gelenkiger Verbindung stehende Box der Femurkomponente entsprechend vergrößert, so dass eine zusätzliche Stabilisierung in der Frontalebene erfolgt [24].

1.3.2.3 Achsgeführte Endoprothesen („constrained“)

Das Einsatzgebiet der achsgeführten Endoprothesen liegt vor allem im Bereich der Revisionsoperationen, bei denen mit ausgeprägten Defekten der Knochensubstanz, starken Achsabweichungen und Bandinstabilitäten zu rechnen ist [34].

Die Prothesenschäfte werden zementiert oder auch zementfrei in Tibia und Femur verankert [34]. Die Tibia- und Femurkomponente stehen bei diesem Endoprothesentyp in metallischer Verbindung miteinander, sie sind sozusagen aneinander „gekoppelt“. Während die ursprünglichen achsgeführten Totalendoprothesen reine Scharniergelenke waren, bieten heutige Implantate wie die „Rotating-hinge-Prothese“ ein vergrößertes Bewegungsspektrum insbesondere die

Möglichkeit zur Rotation um einen in den tibialen Prothesenanteil eingeschobenen Zapfen [24].

1.3.3 Präoperative Planung

Außer der allgemeinen und speziellen Anamnese, der klinischen Untersuchung und Einleitung der notwendigen weiteren Diagnostik zur Sicherung der Diagnose und Entscheidung über die notwendige Therapie gehören zur präoperativen Planung insbesondere die Aufklärung des Patienten über die geplante Operation, die Durchführung der notwendigen radiologischen Diagnostik und die Überprüfung von Laborparametern sowie evtl. notwendige Medikamentenumstellungen und Planung des geeigneten Anästhesieverfahrens.

Die präoperative Planung dient dazu, eventuelle Schwierigkeiten und Risiken der Operation rechtzeitig zu ermitteln, um die Operation in einem strukturierten Rahmen durchführen zu können.

Die radiologische Standard-Bildgebung besteht aus Röntgenaufnahmen des Kniegelenkes im anterior-posterioren (a.-p.) und im seitlichen Strahlengang sowie einer axialen Patellaaufnahme und einer skalierten Ganzbeinstandaufnahme a.-p. [38].

Mittels der Ganzbeinstandaufnahme können die präoperativen Achsverhältnisse bestimmt und die notwendigen Resektionen geplant werden. Zudem können die Implantatgröße, das Niveau und die Ausrichtung der Resektionslinien festgelegt sowie eine Aussage über zu berücksichtigende Knochendefekte und Deformitäten getroffen werden [38].

Ein wesentliches Ziel der Operation ist die Korrektur der vorliegenden Achsabweichung im Sinne des Erreichens einer postoperativ geraden Beinachse, bei der das Zentrum des Kniegelenks auf der Mikulicz-Linie zu liegen kommt [29]. Daher werden präoperativ die Achsverhältnisse bzw. das Alignment des Kniegelenks mit Hilfe von Röntgenaufnahmen ermittelt. Hierbei sind insbesondere die Bestimmung der mechanischen wie anatomischen Achsen von Femur und Tibia sowie ihre Lage in Bezug auf die Mikulicz-Linie von Bedeutung [38].

Die Mikulicz-Linie, auch als Traglinie oder mechanische Beinachse bezeichnet, verbindet die Mitte des Femurkopfes mit der Mitte des oberen Sprunggelenkes.

Physiologischerweise verläuft sie zusätzlich durch das Zentrum des Kniegelenks. Bei vorliegender Varusdeformität weicht die Traglinie in mediale, bei Valgusdeformität in laterale Richtung ab [68].

Zu beachten ist die Ausrichtung der Gelenklinie, wobei die physiologische Gelenklinie nicht exakt im rechten Winkel, sondern in 2-3° Varusstellung zur mechanischen Beinachse verläuft [29].

Daher kann bei der Ausrichtung der Kniegelenkendoprothese zwischen einem klassischen und einem anatomischen Alignment unterschieden werden [29, 38].

Beim klassischen Alignment werden die knöchernen Schnitte an Tibia und Femur so gewählt, dass die resultierende Gelenkebene später in 90° zur mechanischen Beinachse steht. Die Resektionsebene an der proximalen Tibia liegt folglich im rechten Winkel zur mechanischen Tibiaachse und die Resektionsebene am distalen Femur im rechten Winkel zur mechanischen Femurachse [29, 38].

Die Kenntnis der Knochenqualität und vorliegender Knochendefekte hat unter anderem Auswirkung auf die Wahl der Verankerung der Endoprothese und den nötigen Stabilisierungsgrad. Zudem können sich Defektsituationen auf die Wahl des Resektionsniveaus auswirken, indem sie die Verwendung von Augmentaten oder Knochenaufbau zum Höhenausgleich notwendig machen. Das Resektionsniveau sollte so gewählt werden, dass die Höhe des postoperativen Gelenkspaltes möglichst der Höhe des anatomischen Gelenkspalts entspricht [29, 38].

Einen zusätzlichen Einfluss auf die Höhe des Resektionsniveaus kann die Weichteilbalancierung bei Deformitäten haben. Bei Beurteilung der Korrigierbarkeit der Weichteilsituation und der ligamentären Verhältnisse spielt die körperliche Untersuchung eine wichtige Rolle. Vor allem vom Grad der Steifigkeit bzw. der passiven Beweglichkeit der Deformität bei Weichteilkontrakturen hängt ab, ob eine Balancierung bzw. Release von Kapsel-, Band- oder Muskelstrukturen im Zuge der Operation notwendig wird. Nach erfolgten Releases kann sich der Abstand zwischen Femur und Tibia verändern. Des Weiteren können ausgedehnte Releases einen höheren Stabilisierungsgrad des Implantates notwendig machen [29].

Bei einer aus der axialen Patellaaufnahme ersichtlichen Lateralisation der Patella, kann eine Korrektur der Fehllage in die Planung mit einbezogen werden [70].

Extraartikuläre Deformitäten, wie sie durch Frakturen oder durch unphysiologisch geformte Diaphysen von Tibia und Femur bedingt sein können, müssen in der

operativen Planung ebenfalls berücksichtigt werden. Um postoperative Instabilitäten zu verhindern, können eine Anpassung der Resektionsebenen sowie der Resektionswinkel oder bei ausgeprägten extraartikulären Deformitäten zusätzliche Umstellungsosteotomien indiziert sein [38].

Bei der Wahl des operativen Zugangs sollten außer der Zugänglichkeit der Zielstrukturen auch der vaskuläre Status sowie die Beschaffenheit der Haut Beachtung finden. Vorbestehende Narben sollten in der Schnittführung berücksichtigt werden [29]. Insgesamt stehen verschiedene operative Zugangswege zur Verfügung. Ein weit verbreiteter Zugangsweg ist der parapatellare mediale Zugang, auf dessen Durchführung im folgenden Abschnitt näher eingegangen wird [37, 70, 73].

1.3.4 Operationsmethoden

Da in der Knieendoprothetik eine Vielzahl an Operationsmethoden unterschiedlichen Umfangs mit verschiedenen zur Wahl stehenden Implantaten existieren, soll im Folgenden die Operationstechnik beispielhaft anhand der Implantation einer zementierten bikondylären Oberflächenprothese ohne Retropatellarersatz erläutert werden.

1.3.4.1 Konventionelle Operationstechnik

Nach korrekter Rückenlagerung, sterilem Abwaschen und Abdecken des Patienten wird der Eingriff in oder auch ohne Blutsperre durchgeführt [70]. Der Hautschnitt erfolgt häufig mittels einer medianen Hautinzision über dem Kniegelenk. Für die folgende Eröffnung der Gelenkkapsel wird häufig der medial parapatellare Zugang verwandt. Zur Vorbereitung der Knochenresektionen kann die Patella evertiert werden. Das ACL und die Menisken werden entfernt [68].

Bezüglich der Knochenresektionen kann je nach Technik mit der Zurichtung von Femur oder Tibia begonnen werden. Im Rahmen der Femur-first-Technik wird nach Einbringen eines intramedullären Führungsstabes zur Ausrichtung der Resektionslehre die distale Femurresektion durchgeführt [68, 70]. Beim klassischen Alignment wird dabei ein Valguswinkel von 5° bis 9° zwischen anatomischer Femurachse und mechanischer Femurachse angestrebt. Die Resektionsebene steht

somit senkrecht zur mechanischen Beinachse [70]. Im Anschluss wird die Größe der Femurkomponente ermittelt [73]. Danach folgen die anteriore und die posteriore Femurresektionen [68], die in entsprechender Rotation zur Whiteside-Linie, zur transepikondylären Achse und zur posterioren Kondylenlinie durchgeführt werden.

Zur Ausrichtung der proximalen Tibiaresektion stehen verschiedene extra- und intramedulläre Systeme zur Wahl. Sie erfolgt in der Frontalebene in 90° zur anatomischen Tibiachse. In der Sagittalebene kann hierbei zudem der posteriore Slope der Tibia eingestellt werden [68]. Je nach Endoprothesentyp kann der einzustellende Slope variieren. Er liegt üblicherweise bei ca. 5° [70].

Im Anschluss an die Knochenresektionen werden die Weichteilspannung, die Patellaführung sowie Beuge- und Streckspalt mit Probeimplantaten überprüft und notwendige Korrekturen durchgeführt [68]. Im Verlauf werden die endgültige femorale und tibiale Komponente angepasst und aufzementiert. Nach Einsetzen eines Probe-Inlays und Prüfung der Gelenkfunktion wird das endgültige Tibia-Inlay eingebracht [73]. Die Blutsperre kann vor oder nach dem Einbau der Komponenten aufgehoben werden. Im Anschluss wird eine gründliche Blutstillung durchgeführt und die Wunde verschlossen [37].

1.3.4.2 Navigationsgestützte Operationstechniken

Die Navigation zählt zu den passiven computergestützten Systemen [2].

Es wird zwischen offenen und geschlossenen Navigationssystemen unterschieden. Offene Navigationssysteme lassen sich prinzipiell mit verschiedenen Endoprothesen verwenden, während geschlossene Navigationssysteme an Endoprothesen eines bestimmten Herstellers gebunden sind. Des Weiteren lassen sich bildbasierte von bildfreien Navigationssystemen abgrenzen. Auf Letztere soll im Folgenden näher eingegangen werden [2].

Bei bildfreien Navigationssystemen ist im Gegensatz zu bildbasierten Navigationssystemen präoperativ keine Bildgebung nötig. Alle relevanten Informationen können intraoperativ erhoben werden [48].

Eine Navigationseinheit setzt sich aus drei Bestandteilen zusammen: Einer Computereinheit mit einer entsprechenden Software, einem Tracking-System sowie Referenzmarkern [2].

Referenzmarker werden intraoperativ zeitweilig über Steinmann-Pins an Tibia und Femur des Patienten sowie am Schnittblock fixiert. Die exakte Form von Instrumenten, Pointer und Schnittblockadapter ist in das Computersystem eingespeist. Über das Tracking-System werden die Lokalisation von Referenzmarkern und Schnittblockadapter sowie mit einem Pointer abgefahrte Zielstrukturen registriert und an die Computerplattform weitergegeben. Der Computer verarbeitet diese Informationen zu einem dreidimensionalen Modell des Kniegelenks, welches am Bildschirm angezeigt wird [2].

Es existieren verschiedene Trackingsysteme wie optische Kamerasysteme, elektromagnetische oder auf Ultraschall basierende Systeme. Bei den optischen Systemen registriert eine Infrarotkamera das Infrarotlicht von drei bis fünf lichtreflektierenden oder selbst emittierenden Kugeln auf den Referenzbasen [2].

Anhand des generierten Gelenkmodells lassen sich intraoperativ Lage und Ausrichtung der Komponenten planen sowie die anschließenden Resektionen durchführen [48].

Bei der Methode der Pinless-Navigation, wie sie bei der Knieendoprothesenimplantation zum Einsatz kommt, handelt es sich um ein Navigationsverfahren mit reduzierten Arbeitsschritten. Im Vergleich zum Standard-Navigationsverfahren müssen keine Steinmann-Pins in die Metaphysen von Femur und Tibia eingebracht werden („pinless“). Zudem müssen bei der Pinless-Navigation weniger anatomische Landmarken im Rahmen des Registrierungsprozesses mit dem Pointer abgenommen werden.

1.4 Zielsetzung der Arbeit

Der Schwerpunkt dieser Arbeit liegt auf dem Vergleich zweier Messmethoden im Rahmen der navigationsgestützten Knieendoprothesenimplantation. Der primäre Endpunkt der Arbeit ist der Grad der Übereinstimmung der Messwerte der Schnittblockausrichtung, die durch das in der vorliegenden Studie verwendete Pinless-Navigationsverfahren mit der Software Knee Express 2.5 (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) erhoben werden, mit den Messwerten, die durch das etabliertes Standard-Navigationsverfahren mit der Software Knee 2.1 (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) erhoben werden. Untersucht werden soll dies in Hinblick auf das femorale sowie das tibiale coronare und sagittale Alignment.

Unserer Hypothese nach, liefert die Pinless-Messmethode im Vergleich zur Standard-Methode ebenso präzise und zuverlässige Ergebnisse.

Der sekundäre Endpunkt ist der zeitliche Mehraufwand, der durch die zusätzlich durchgeführten Pinless-Messungen entsteht.

2 Material und Methoden

2.1 Studiendesign

Für die vorliegende Studie wurde ein positives Votum (Nr. 12-101-0001) durch die Ethikkommission der Universität Regensburg erteilt.

Im Rahmen einer prospektiven Single-Center-Studie an der Orthopädischen Klinik für die Universität Regensburg im Asklepios Klinikum Bad Abbach wurde von Januar bis Mai 2012 bei 30 Patienten eine Knie-Totalendoprothese vom Modell P.F.C.® Sigma® (DePuy Synthes, Johnson & Johnson, USA) navigationsgestützt implantiert.

Eine Fallzahlkalkulation war vor Studienbeginn aufgrund der gewählten statistischen Methodik (u.a. Auswertung mittels Bland-Altman-Plot zum Vergleich zweier Messmethoden) nicht möglich.

In die Studie wurden Patienten im Alter von 45 bis 85 Jahren mit primärer und sekundärer Gonarthrose eingeschlossen, die im oben genannten Zeitraum eine Totalendoprothese des Kniegelenkes erhalten sollten und an der Studie teilnehmen wollten.

Ausschlusskriterien für die Studienteilnahme waren ein Alter > 85 Jahre, schwere sekundäre Arthrosen, das Vorliegen von höhergradigen Beinfehlstellungen mit Instabilitäten des mediolateralen Bandapparates (> II°) sowie Patienten mit bekannten Malignomen.

Die Operationen wurden von zwei erfahrenen Operateuren, die jeweils mehr als 500 Kniegelenkendoprothesen implantiert hatten, durchgeführt.

Dabei wurden intraoperativ die mit der konventionellen Navigation geplanten Schnitte mit der Pinless-Navigation verglichen. Aus der parallelen Durchführung der Pinless-Navigation ergab sich keine Änderung des standardmäßigen Procederes der Navigation. Auf die genaueren Abläufe im Rahmen der Operation wird in Abschnitt (Abschn.) 2.4 eingegangen.

Postoperativ erfolgten die radiologische Beurteilung des operierten Beines sowie der Vergleich mit der präoperativen Situation anhand der prä- und postoperativ durchgeführten Ganzbeinstandaufnahmen.

2.2 Verwendete Navigationssysteme

Verwendet wurden zwei CT-freie passive Navigationssysteme der Firma Brainlab (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland), die sich beide jeweils aus einer zentralen Computereinheit mit einer entsprechenden Software, einem optischen Kamerasystem sowie das Infrarotlicht reflektierenden Referenzmarkern und einem Infrarotpointer zusammensetzen. Die Software Brainlab Knee 2.1 ist für die Standard-Navigation ausgerichtet. Die Software Brainlab Knee Express 2.5 bietet zusätzlich die Möglichkeit der Pinless-Navigation. In der vorliegenden Studie wurden die Schritte der konventionellen Navigation mit der auf dem Navigationssystem Kolibri® installierten Software Brainlab Knee 2.1 durchgeführt. Die Schritte im Rahmen der Pinless-Navigation erfolgten mit der Software Brainlab Knee Express 2.5 auf dem Navigationssystem VectorVision sky®. Kamera und Computereinheit sind beim Kolibri®-System auf einem fahrbaren Gestell fixiert. Beim VectorVision sky® - System sind die Kamera und die Computereinheit fest an der Raumdecke montiert (s. Abbildung (Abb.) 1). Im Folgenden werden aus Gründen der Übersichtlichkeit die Standard- und die Pinless-Navigation jeweils mit dem Namen der verwendeten Navigationssysteme (Kolibri®, VectorVision sky®) bezeichnet.

Die Referenzmarker müssen bei der Standard-Navigation über Steinmann-Nägel (sog. Steinmann-Pins) oder Kirschnerdrähte in den Knochen von Femur und Tibia verankert werden, um dem System als Fixpunkte dienen zu können (s. Abschn. 1.3.4.2 Navigationsgestützte Operationstechniken). Referenzmarker, Schnittblockadapter sowie Pointer sind jeweils mit drei im Raum orientierten Infrarotlicht-reflektierenden Markerkugeln ausgestattet. Über das optische Kamerasystem wird die Lokalisation der Marker im Raum ermittelt, zusätzlich werden mit einem Pointer anatomische Strukturen abgefahren und so ebenfalls in das System eingespeist. Die Computereinheit errechnet aus diesen Daten ein dreidimensionales Knochenmodell (Morph). So können diverse Parameter wie die relative Position von Femur zur Tibia erhoben werden sowie Längen- und Winkelmessungen, die Bestimmung des Alignments oder die Schnittblockausrichtung über das Navigationssystem durchgeführt werden.

Bei der konventionellen Navigation ergibt sich durch den komplexeren Operationsablauf eine zeitliche Verlängerung der Operation um im Schnitt 15 bis 17 Minuten je nach Arbeit bzw. Metaanalyse [9, 81]. Zusätzlich birgt die notwendige

knöchernen Verankerung der Referenzmarker die Gefahr von Frakturen, Infektionen sowie Gefäß- und Nervenschäden. Es existieren einige Fallberichte zu Pin-assoziierten Komplikationen wie Infektionen oder Frakturen in der Literatur [10, 12].

Bei der Pinless-Navigation ist im Gegensatz zur konventionellen Navigation eine knöchernen Verankerung der Referenzmarker nicht notwendig, die Detektion erfolgt mit Hilfe eines zeitweilig in die Schnittblöcke eingebrachten Adapters. Die Pinless-Navigation bietet somit den Vorteil, dass der zusätzliche Zeitaufwand reduziert wird und das Risiko für Pin-assoziierte Komplikationen im Vergleich zur konventionellen Navigation nicht vorhanden ist.



Abbildung 1: Bild aus dem Operationsaal mit Versuchsaufbau und Anordnung der zwei Navigationssysteme Kolibri® und VectorVision sky®. Zu sehen sind die beiden Navigationssysteme mit jeweils optischem Kamerasystem und zugehörigem Bildschirm der Computereinheit (Pfeilmarkierung: VectorVision sky®, ohne Markierung: Kolibri®). Die Operation ist bereits begonnen und die Navigationsmarker/Pins sind am Knochen des Patienten angebracht. (Abb. 1 ist entnommen aus [5], mit freundlicher Genehmigung von Springer Science+Business Media.)

2.3 Präoperative radiologische Planung

Präoperativ erfolgten Röntgenaufnahmen zur Feststellung von Kniegelenksdeformitäten sowie die Planung der Schnittführung (s. Abb. 5). Als Standard wurden eine Ganzbeinstandaufnahme, eine a.p.-Aufnahme beider Kniegelenke im Stehen sowie vom betreffenden Kniegelenk eine seitliche Aufnahme im Stehen und eine Patella-Tangential-Aufnahme in 60° Flexion angefertigt. Auf den Ganzbeinstandaufnahmen wurde auf Höhe des Kniegelenkes jeweils eine Skalierungskugel mit einem Durchmesser von 25 mm abgebildet.

2.4 Operationsablauf

Im folgenden Abschnitt soll der Ablauf der Operationen anhand des Beispiels der Operation eines Patienten näher erläutert werden. Die Operationen erfolgten standardisiert nach der gleichen Vorgehensweise.

Die zwei Navigationssysteme Kolibri® und VectorVision sky® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) inklusive ihrer optischen Kamerasysteme wurden entsprechend der Vorgaben ohne Überlappung im Operationssaal platziert (s. Abb. 1).

Die Operation wurde in Regionalanästhesie in Sedierung unter systemischem Antibiotikashutz durchgeführt. Der Eingriff erfolgte in Oberschenkelblutleere mit 350mmHg. Die Haut wurde zentral vor dem Kniegelenk inzidiert, anschließend erfolgte die Eröffnung des Kniegelenks mittels eines medial-parapatellaren Zuganges und Eversion der Patella. Gegebenenfalls wurde eine notwendige Synovialektomie und eine subtotale Resektion des Hoffa'schen Fettkörpers durchgeführt. Die für die Standard-Navigation notwendigen Steinmann-Nägel wurden bicortikal in das distale Femur sowie die proximale Tibia eingebracht und die jeweiligen Referenzmarker für die Navigationseinheit über diese montiert.

Im Rahmen der Standard-Navigation wurde durch Rotation des Femur im Hüftgelenk das Hüftkopfbereich ermittelt. Danach wurden die benötigten anatomischen Landmarken und Flächen mit dem Infrarot-Pointer abgenommen und damit die erforderlichen Daten zur Erhebung der Oberflächengeometrie des Kniegelenks in Kolibri® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) eingespeist: Am Femur

waren dies das Kniegelenkzentrum bzw. die Kniegelenkmitte im Bereich der femoralen Notch, die Whiteside-Linie, die mediale und laterale femorale Gelenkfläche, der ventrale distale Femurcortex sowie der mediale und laterale Epicondylus. Die mechanische Femurachse wurde anhand des Hüftkopfzentrums und der Kniegelenkmitte ermittelt. An der Tibia wurden der mediale und laterale Malleolus zur Bestimmung des Sprunggelenkzentrums, der mechanische Eintrittspunkt der Tibia im Ansatzbereich des ACL, die anterior-posteriore Ausrichtung der Tibia, die mediale und laterale tibiale Gelenkfläche sowie der ventrale Tibiacortex registriert. Mit den in das System eingespeisten Daten wurde von der Computereinheit ein dreidimensionales Knochenmodell (Morph) generiert, anhand dessen die Planung der Knochenresektionen bzw. der Schnittebenen (coronar: Varus-/Valgusausrichtung, sagittal: Slope) sowie der Resektionshöhen erfolgte. Zudem wurden die Größen der Implantate mit dem Navigationssystem geplant.

Die Operationen erfolgten in Tibia-first-Technik. Schrittweise wurde die proximale Tibia dargestellt, die Menisken und das ACL entfernt. Der mit einem Referenzstern versehene Schnittblock wurde mittels dem für die Standard-Navigation vorgesehenen Navigationssystem Kolibri® mit der Software Brainlab Knee 2.1 (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) entsprechend der Planung (Varus/Valgus, Slope und Resektionshöhe) ausgerichtet und an der Tibia befestigt.

Danach wurde mittels der Pinless-Navigation (Navigationssystem VectorVision sky® mit der Software Brainlab Knee Express 2.5) die Schnittblockausrichtung nochmalig bestimmt (s. Abb. 2, Abb. 3):

Der mobile Referenzmarker der konventionellen Navigation, der am tibialen Steinmann-Pin befestigt war, wurde gegen den Referenzmarker für die Pinless-Navigation ausgetauscht. Der Pinless-Referenzmarker wurde in den bereits ausgerichteten tibialen Schnittblock stabil fixiert. Im Anschluss wurden die für die Pinless-Navigation notwendigen anatomischen Punkte mit dem Infrarotpointer abgenommen (s. Abb. 2). Dies waren der mediale und laterale Malleolus zur Bestimmung des Sprunggelenkzentrums, der mechanische Eintrittspunkte der Tibia im Ansatzbereich des ACL sowie die anterior-posteriore Ausrichtung der Tibia. Aus diesen Werten wurde mit Hilfe der Software die aktuelle Schnittblockposition bestimmt, wobei Abweichungen in der coronaren (Varus/Valgus) und sagittalen

(Slope) Ebene gemessen wurden (s. Abb. 3). Dieser durch die Pinless-Navigation gestützte Schritt wurde insgesamt dreimal wiederholt: Jeweils zweimal durch den Operateur und einmal durch den ersten Assistenten. Die Werte wurden dokumentiert.



Abbildung 2: Abnahme der anatomischen Landmarken mit dem Infrarotpointer (mit drei Referenzkugeln) zur Überprüfung der Schnittblockausrichtung an der Tibia. Am Schnittblock ist der Referenzmarker für die Pinless-Navigation befestigt. Am angebrachten Steinmann-Pin ist zu diesem Zeitpunkt kein Referenzmarker angebracht. (Abb. 2 ist entnommen aus [5], mit freundlicher Genehmigung von Springer Science+Business Media.)

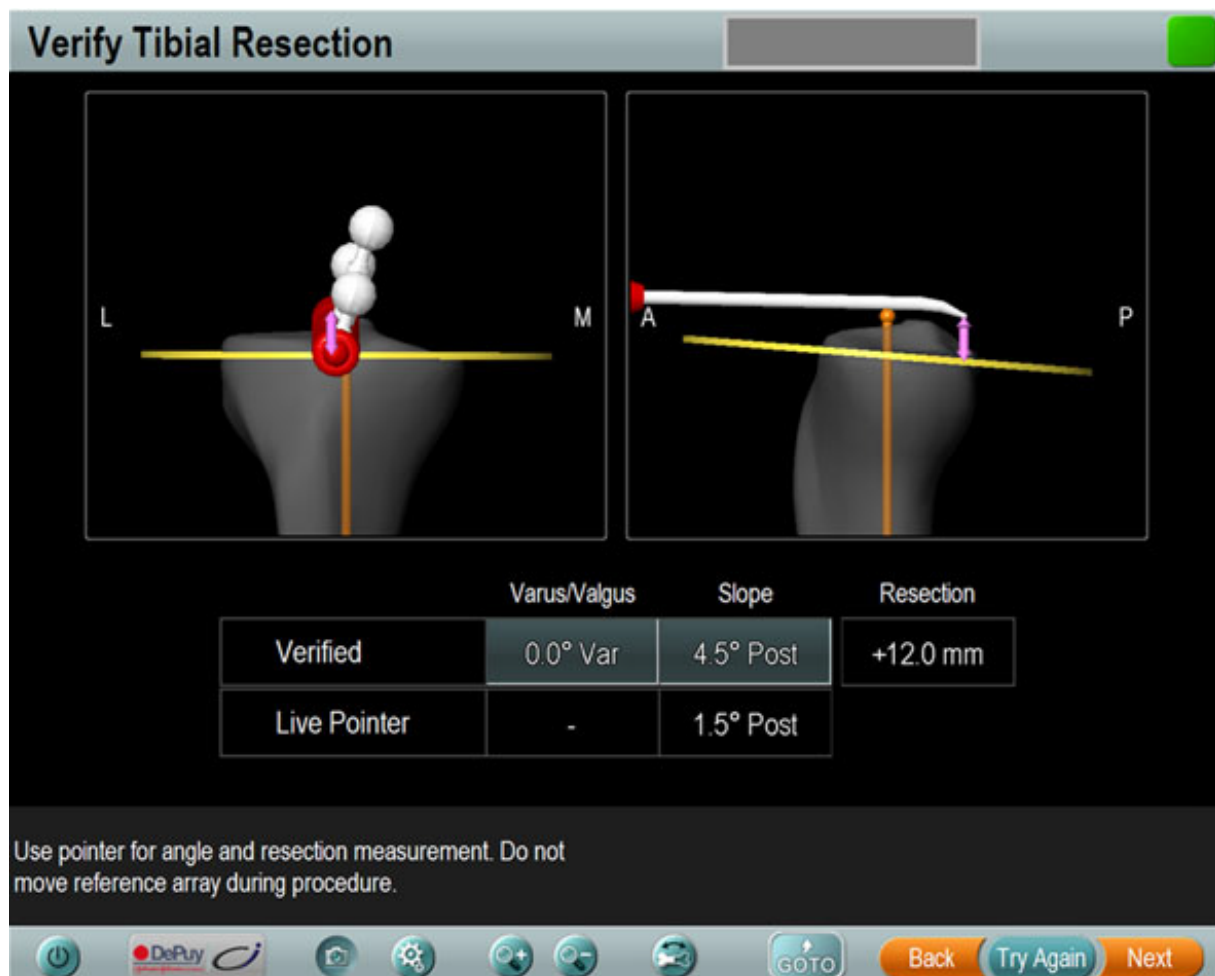


Abbildung 3: Der Screenshot des Pinless-Navigation (Software Brainlab Knee Express 2.5 auf VectorVision sky®, Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) zeigt die Ausrichtung bzw. die Abweichung des tibialen Schnittblocks in der coronaren und sagittalen Ebene an. Der gezeigte Pointer gibt die Resektionshöhe an. (Abb. 3 ist entnommen aus [5], mit freundlicher Genehmigung von Springer Science+Business Media.)

Nach Entfernen des Referenzmarkers aus der Sägeblattführung wurde die proximale Tibiaresektion durchgeführt. Die durch die Knochenresektion geschaffene Ebene wurden mittels einer Referenzeinheit auf Genauigkeit überprüft und ins Navigationssystem Kolibri® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) eingespeist.

Dann wurden mit Hilfe des Knee Balancer (DePuy Synthes, Companies of Johnson & Johnson, USA) mit einer definierten Kraft von 90 N der Seitenbandapparat in Streckung und Beugung beurteilt und ein ggf. notwendiges Release der Seitenbänder durchgeführt. Unter Berücksichtigung der gewünschten Ausrichtung der Femurkomponente (Flexion, Rotation und Ausmaß der distalen Resektion)

wurden die Sägeschnitte zum Erhalt eines ausgeglichenen Streck- und Beugespaltes geplant.

Im nächsten Schritt wurde der mit einem Referenzmarker versehene Schnittblock für die distale femorale Resektion mittels der Standard-Navigation entsprechend der Planung (Varus/Valgus, Flexion/Extension und Resektionshöhe) am Femur befestigt. Danach wurde, entsprechend des Vorgehens an der Tibia, mit der Pinless-Navigation die Schnittblockausrichtung am distalen Femur nachgemessen (s. Abb. 4):

Der Referenzmarker der konventionellen Navigation, der am femoralen Steinmann-Pin befestigt war, wurde am Resektionsblock gegen den Referenzmarker für die Pinless-Navigation ausgetauscht. Der Pinless-Referenzmarker wurde im bereits ausgerichteten femoralen Schnittblock stabil fixiert und erneut das Hüftkopfbereich durch Rotation des Femur im Hüftgelenk durch den Operateur ermittelt. Im Anschluss wurden die für die Pinless-Navigation notwendigen anatomischen Punkte mit dem Infrarotpointer abgenommen. Dies waren am Femur das Kniegelenkzentrum im Bereich der femoralen Notch sowie die Whiteside-Linie.

Aus diesen erhobenen Messwerten wurde mit Hilfe der Software die aktuelle Schnittblockposition bestimmt, wobei Abweichungen in der coronaren (Varus/Valgus) und sagittalen (Flexion/Extension) Ebene gemessen wurden (s. Abb. 4). Dieser durch die Pinless-Navigation gestützte Schritt wurde wiederum dreimal wiederholt, jeweils zweimal durch den Operateur und einmal durch den Assistenten. Die gewonnenen Werte wurden dokumentiert. Der Referenzmarker wurde aus dem Sägeschlitz entfernt. Daraufhin wurde die distale Femurresektion durchgeführt und die Genauigkeit der gewonnenen Schnittebene am Femur entsprechend des Vorgehens an der Tibia erneut mittels Standard-Navigation überprüft und in das System eingespeist.

Nach Komplettierung der Operationsschritte im Rahmen der Studie und Erhebung der benötigten Daten mittels Kolibri® und VectorVision sky® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) wurde die Operation gemäß der konventionellen Vorgehensweise bei navigationsgestützten Knieendoprothesenimplantationen zu Ende geführt:

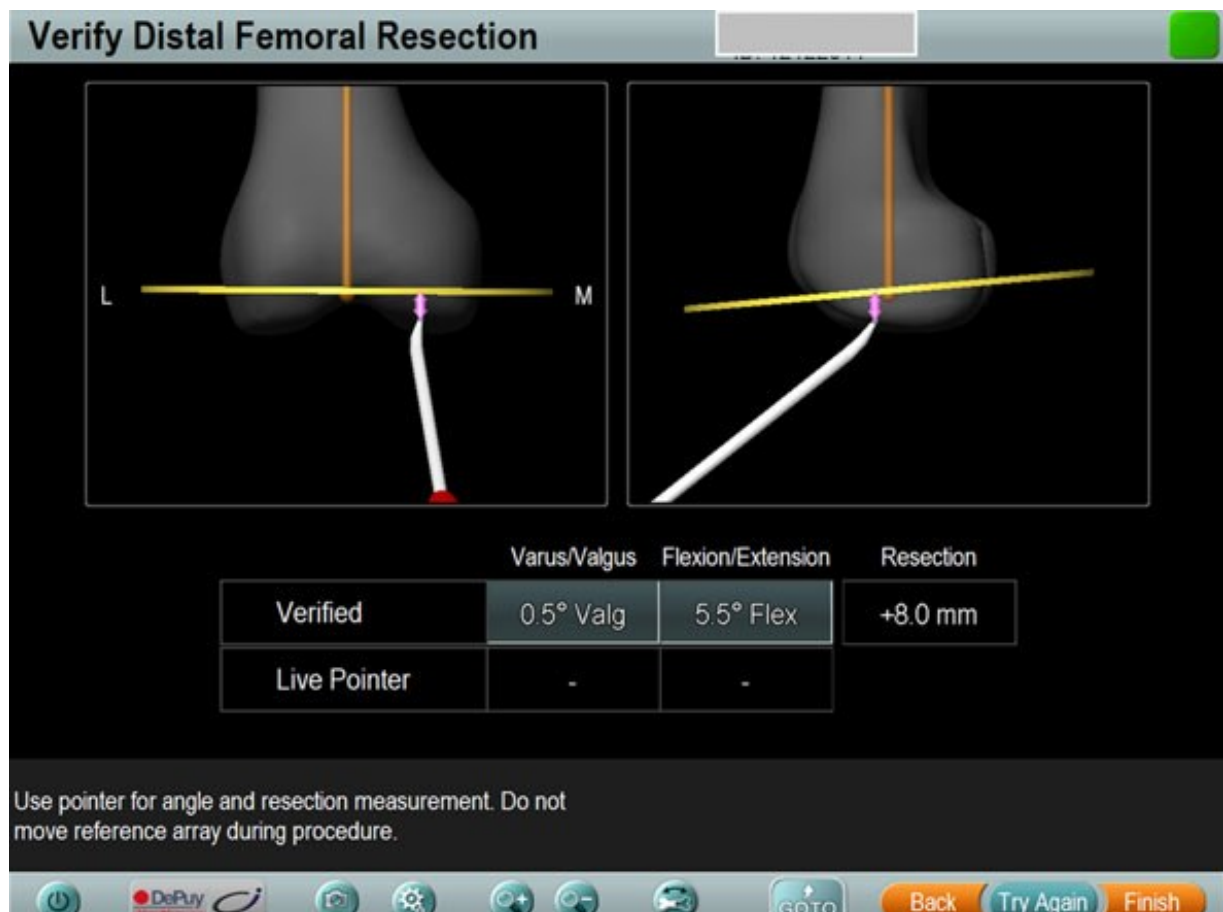


Abbildung 4: Der Screenshot der Pinless-Navigation (Brainlab Knee Express 2.5 auf VectorVision sky®, Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) zeigt die Ausrichtung bzw. die Abweichung des femoralen Schnittblocks in der coronaren und sagittalen Ebene an. Der gezeigte Pointer gibt die Resektionshöhe an. (Abb. 4 ist entnommen aus [5], mit freundlicher Genehmigung von Springer Science+Business Media.)

Der femorale 4-in-1-Schnittblock wurde navigationsgestützt in der entsprechenden Rotation und ventrodorsalen Translation an der distalen femoralen Resektionsfläche befestigt und die ventralen, dorsalen und schrägen Knochenresektionen durchgeführt.

Nach Entfernung der Schnittblöcke erfolgte das Anbringen der tibialen und femoralen Probekomponenten sowie des Probeinlays in der entsprechenden Größe. Mit den angebrachten Komponenten wurde das Kniegelenk auf einen hinreichend straffen Verlauf zwischen 0° und 100° geprüft und die Ausrichtung mit dem Navigationssystem dokumentiert. Die Schanz'schen Schrauben wurden entfernt und die Zurichtungslehre für die Tibiakomponente in leichter Außenrotation aufgebracht.

Die Tibia wurde entsprechend der Aufnahme für die Tibiakomponente zugerichtet. Danach wurde der Situs mittels pulsatiler Jet-Lavage gespült.

Im Anschluss wurden die Originalkomponenten angebracht: Das Tibiaplateau wurde mittels gentamycinhaltigem Knochenzement auf die proximalen Tibia aufzementiert und das Original-Inlay (PE(Polyethylen)-Inlay, fixed bearing) auf diesem fixiert. Danach erfolgte die Aufzementierung der Femurschale auf das distale Femur. Überflüssiger gentamycinhaltiger Knochenzement wurde entfernt. Daraufhin wurde das Kniegelenk zum Aushärten in Streckstellung gebracht. Es erfolgte erneut die mehrmalige Spülung des Kniegelenkes.

Die Patella wurde mittels Resektionsarthroplastik der Form der Femurschale angepasst und mit Elektrokoagulation zirkulär denerviert. Mit dem Ziel eines zentralen Patellalaufes erfolgte gegebenenfalls ein laterales Release.

Nach Entlastung des Tourniquets erfolgte eine gründliche Blutstillung. Es wurden Redondrainagen eingelegt und schließlich der schichtweise Wund- und Hautverschluss durchgeführt und ein Kompressionsverband angelegt. Postoperativ erfolgte die Röntgenkontrolle des korrekten Endoprothesensitzes noch im Operationssaal.

2.5 Postoperative radiologische Untersuchung

Sechs Tage postoperativ wurden bei jedem Patienten radiologische Kontrollen durchgeführt. Diese umfassten eine Ganzbeinstandaufnahme, eine a.p.-Aufnahme beider Kniegelenke sowie am operierten Kniegelenk eine seitliche Aufnahme im Stehen und eine Patella-Tangential-Aufnahme in 60° Flexion.

2.6 Radiologische Vermessung

Die prä- und postoperativ angefertigten Ganzbeinstandaufnahmen wurden mit Hilfe des Moduls für Knieendoprothetik des Programms mediCAD® (Version 2.20, HecTec GmbH, 84030 Landshut, Deutschland) vermessen (s. Abb. 5, Abb. 6). Bei mediCAD®, CAD steht hierbei für Computer Aided Design, handelt es sich um ein Softwareprogramm, mit welchem präoperative Planungen im Bereich der Orthopädie sowie die in dieser Studie erfolgten postoperativen Vermessungen möglich sind.

Bei der Auswertung der präoperativen Ganzbeinaufnahmen erfolgte initial eine Skalierung der Aufnahmen anhand der abgebildeten 25 mm durchmessenden Referenzkugel (s. Abb. 5).

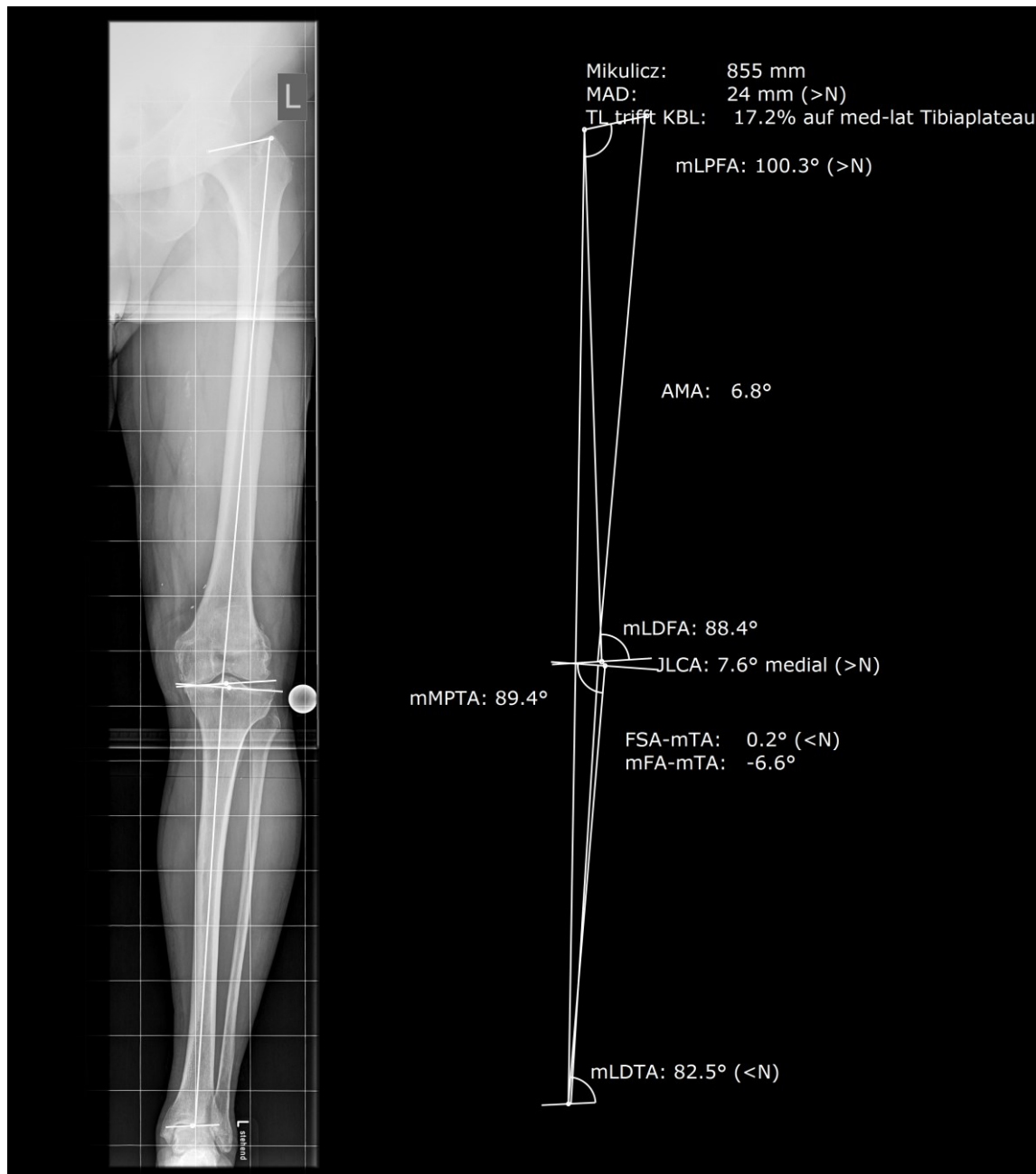


Abbildung 5: Radiologische Auswertung mit mediCAD® (HecTec GmbH, 84030 Landshut, Deutschland) anhand der präoperativ angefertigten Ganzbeinaufnahme. Ebenfalls im Bild abgebildet: Die 25mm Skalierungskugel. Für die Bestimmung der Achsverhältnisse und anatomischen Punkte sowie die verwandten Abkürzungen s. Abschn. 2.6.

Im Rahmen der Auswertung der prä- und postoperativen Ganzbeinstandaufnahmen wurden das Hüftkopfszentrum, die femorale und tibiale Kniegelenkmitte sowie das Sprunggelenkszentrum ermittelt (s. Abb. 5, Abb. 6). Anhand einer Verbindungslinie zwischen Hüftkopfszentrum und femoralem Kniegelenkszentrum wurde die mechanische Femurachse bestimmt. Die anatomische Femurachse wurde am distalen Femur anhand der Verbindungslinie durch die Mittelpunkte zweier paralleler Schnittlinien, die von der medialen zur lateralen Femurcorticalis gezogen wurden, ermittelt. Die mechanische Tibiaachse wurde anhand einer Verbindungslinie zwischen dem tibialen Kniegelenkszentrum und dem Sprunggelenkszentrum bestimmt. Die anatomische Tibiaachse wurde an der proximalen Tibia anhand einer Verbindungslinie durch die Mittelpunkte zweier paralleler Schnittlinien, die von der medialen zur lateralen Corticalis der Tibia gezogen wurden, ermittelt. Bei den präoperativen Ganzbeinstandaufnahmen wurde eine Tangente an die mediale und laterale Kondyle des distalen Femur angelegt. Die Tangente an das mediale und laterale Tibiaplateau wurde ebenfalls angelegt. Bei den postoperativen Ganzbeinstandaufnahmen nach Implantation der Knieendoprothese wurde am distalen Femur eine Tangente an die Condylen der Femurkomponente angelegt. An der distalen Tibia wurde an das Plateau der Tibiakomponente ebenfalls eine Tangente angelegt. Anhand der Achsen bzw. Linien konnten im Anschluss die folgenden Achsverhältnisse erhoben werden: Die mechanischen Beinachse ($mFA - mTA$ = mechanical Femur Axis – mechanical Tibia Axis) als Winkel zwischen der mechanischen Femurachse und der mechanischen Tibiaachse, der Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse (AMA = Anatomical Mechanical Angle), der mechanische laterale distale Femurwinkel ($mLDFA$ = mechanical Lateral Distal Femoral Angle) als Winkel zwischen der mechanischen Femurachse und der Tangente an den Femurcondylen sowie der mechanische mediale proximale Tibiawinkel ($mMPTA$ = mechanical Medial Proximal Tibial Angle) als Winkel zwischen der Tangente am Tibiaplateau und der mechanischen Tibiaachse.

Mit Hilfe des beschriebenen Algorithmus wurden folgende Parameter erhoben (s. Abb. 5, Abb. 6): Die Abweichung von der mechanischen Beinachse ($mFA - mTA$ = mechanical Femur Axis – mechanical Tibia Axis), der Winkel zwischen anatomischer und mechanischer Femurachse (AMA = Anatomical Mechanical Angle), der mechanische laterale distale Femurwinkel ($mLDFA$ = mechanical Lateral Distal Femoral Angle), der mechanische proximale mediale Tibiawinkel ($mMPTA$ =

mechanical Medial Proximal Tibial Angle) sowie der mechanische laterale proximale Femurwinkel (mLPFA = mechanical Lateral Proximal Femoral Angle). Ausgewertet wurden aufgrund ihrer Relevanz für die vorliegende Studie die ermittelten Werte für die präoperative und die postoperative mechanische Beinachse.



Abbildung 6: Radiologische Auswertung mit mediCAD® (HecTec GmbH, 84030 Landshut, Deutschland) anhand der postoperativ angefertigten Ganzbeinstandaufnahme. Abgebildet sind ebenfalls die implantierte Femur- und Tibiakomponente der Endoprothese. Für die Bestimmung der Achsverhältnisse und anatomischen Punkte sowie die verwandten Abkürzungen s. Langtext Abschnitt 2.6.

2.7 Statistik und Datenauswertung

Die mittels der Navigationssysteme erfassten Daten, die aus den Operationsprotokollen erhobenen Patientendaten sowie die mit Hilfe des Programms mediCAD® bestimmten Daten wurden in einer Excel-Tabelle (Microsoft Excel 2007, Microsoft Corporation, Redmond, USA) dokumentiert. Die Datenauswertung und statistische Analyse erfolgte mit IBM SPSS Statistics 22 (International Business Machines Corporation (IBM), Armonk, USA) unter Windows 7 (Microsoft Windows 7, Microsoft Corporation, Redmond, USA).

Bei Variablen bzw. Daten mit metrischem Skalenniveau wurden bei Vorliegen einer Normalverteilung der Mittelwert und die Standardabweichung angegeben. Bei nicht normalverteilten metrischen Daten wurden der Median und der Interquartilen-Range angegeben.

Die Prüfung der Daten auf das Vorliegen einer Normalverteilung erfolgte mittels Berechnung und anschließender Beurteilung des Mittelwertes, der Standardabweichung, des Medians sowie der Schiefe und der Kurtosis. Zusätzlich erfolgte die Beurteilung anhand von Histogrammen und Q-Q-Diagrammen.

Kategoriale Variablen wurden mit Hilfe von absoluten und relativen Häufigkeiten beschrieben. Als graphische Darstellungsformen wurden Balkendiagramme sowie Bland-Altman-Diagramme gewählt.

Die Reliabilität der wiederholten Messungen mit VectorVision sky® wurde mit dem Intraklassen Korrelations-Koeffizienten (ICC) untersucht. Als ICC wurde der ICC vom Typ two-way random single measure mit absoluter Übereinstimmung nach Shrout und Fleiss gewählt [74]. Die zweiseitige Testung erfolgte, da nicht bekannt war, ob die mit der Pinless-Methode erhobenen Messwerte größer oder kleiner als bei der Standard-Navigation sein würden. Die Beurteilung des ICC erfolgte in Anlehnung an die Einteilung nach Landis und Koch (s. Tab. 2) [20, 46].

ICC	Beurteilung der Reliabilität
0 - 0,2	Schlecht
> 0,2 - 0,4	Gering
> 0,4 - 0,6	Mäßig
> 0,6 - 0,8	Gut
> 0,8 - 1,0	ausgezeichnet

Tabelle 2: Bewertung des ICC in Anlehnung an die Einteilung nach Landis und Koch

Die Übereinstimmung zwischen den beiden Navigationsverfahren bzw. Messmethoden (Pinless- vs. konventionelle Navigation) wurde mittels Bland-Altman-Diagrammen mit dem Software-Programm R (R Development Core Team, www.r-project.org) analysiert. Da die Bland-Altman-Diagramme nach Bland und Altman (1986) ein im Vergleich zum Korrelationskoeffizienten geeigneteres Verfahren zur Bewertung der Übereinstimmung zweier Messmethoden darstellen, wurde sich für die Verwendung der Bland-Altman-Diagramme entschieden [11, 45]. Dabei ist auf der y-Achse die Differenz beider Messmethoden gegen den Mittelwert beider Messmethoden auf der x-Achse abgebildet. In der vorliegenden Studie wird die neuere Messmethode der Pinless-Navigation mit der als Standard-Navigation verglichen. Die Messungen mit der Standard-Navigation (Software Brainlab Knee 2.1, Navigationssystem Kolibri®) und mit der Pinless-Navigation (Software Brainlab Knee Express 2.5, Navigationssystem VectorVision sky®) werden in den Diagrammen kurz als „Kolibri“ und „Sky“ bezeichnet. Auf der x-Achse ist jeweils der Mittelwert für beide Messmethoden abgebildet ($= (\text{Kolibri} + \text{Sky}) / 2$). Auf der y-Achse ist der Unterschied zwischen den erhobenen Messwerten beider Messmethoden als Differenz zwischen der Messung mit Kolibri® und dem Mittelwert der jeweils dreifach wiederholten Messung mit VectorVision sky® angegeben ($= \text{Kolibri} - \text{Sky}$). Zusätzlich sind der Mittelwert der Differenzen (entspricht der mittleren Messabweichung bzw. Verzerrung) sowie die 95%-Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“ nach Bland und Altman, Mittelwert $\pm 1,96$ SD) als horizontale Linien im Diagramm abgebildet [11]. Bei vorliegender Normalverteilung finden sich 95% der Differenzen innerhalb und 5% außerhalb des sog. Übereinstimmungsbereiches. Der Faktor 1,96 basiert dabei auf dem 97,5%-Quantil der Standardnormalverteilung [45].

Die Literaturrecherche erfolgte über die Bibliothek der Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg, über die Website www.pubmed.gov (United States National Library of Medicine, National Institutes of Health) sowie über das Internet im weiteren Sinne.

Die vorliegende Textversion der Dissertation wurde mit Word 2007 (Microsoft Office Word 2007, Microsoft Corporation, Redmond, USA) unter Windows 7 (Microsoft Corporation, Redmond, USA) verfasst.

3 Ergebnisse

3.1 Patientenkollektiv

3.1.1 Eingeschlossene Patienten

Insgesamt wurden 30 Patienten in die Studie eingeschlossen. Bei einer Patientin musste die Navigation aufgrund einer intraoperativen Lockerung der Steinmann-Pins abgebrochen werden, sodass ihre Daten nicht für die Studie verwendet werden konnten.

Letztendlich verblieben die Datensätze von 96,7% (29) der Patienten zur Auswertung. Die Drop-out-Rate betrug somit 3,3%.

3.1.2 Geschlecht

Das Patientenkollektiv von insgesamt 29 Patienten setzte sich aus 69,0% (20) Frauen und 31,0% (9) Männern zusammen (s. Tab. 3, Abb. 7).

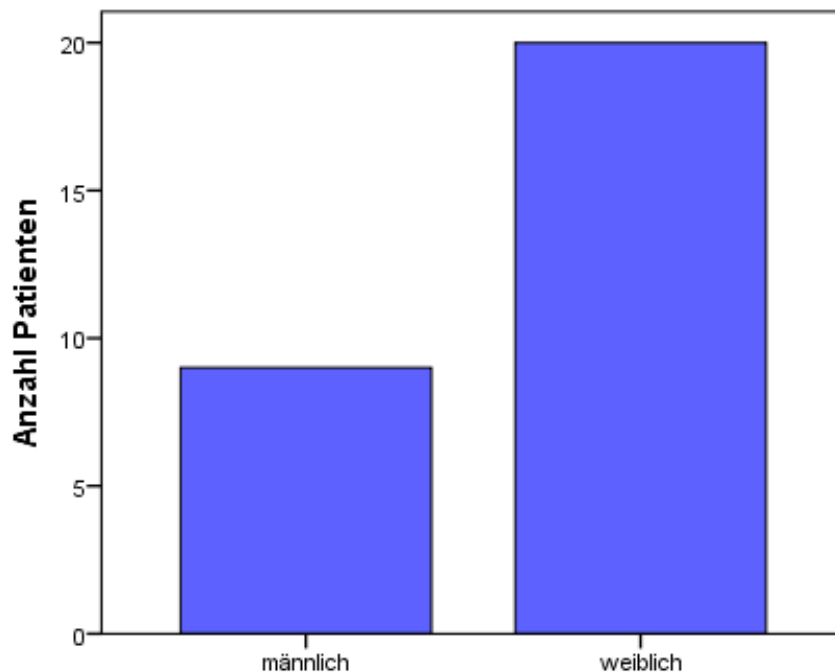


Abbildung 7: Geschlechterverteilung der eingeschlossenen Patienten

		Häufigkeit	Prozent
Geschlecht	weiblich	20	69,0
	männlich	9	31,0
	Gesamt	29	100,0

Tabelle 3: Geschlechterverteilung der eingeschlossenen Patienten

3.1.3 Alter

Das durchschnittliche Alter im untersuchten Patientenkollektiv lag bei 66,3 (SD 9,2) Jahren. Das Durchschnittsalter bezogen auf das Geschlecht lag bei den Frauen bei 67,9 (SD 9,9) Jahren und bei den Männern bei 62,7 (SD 6,5) Jahren. Abb. 8 zeigt die Altersverteilung zum Zeitpunkt der Operation gerundet in Dekaden.

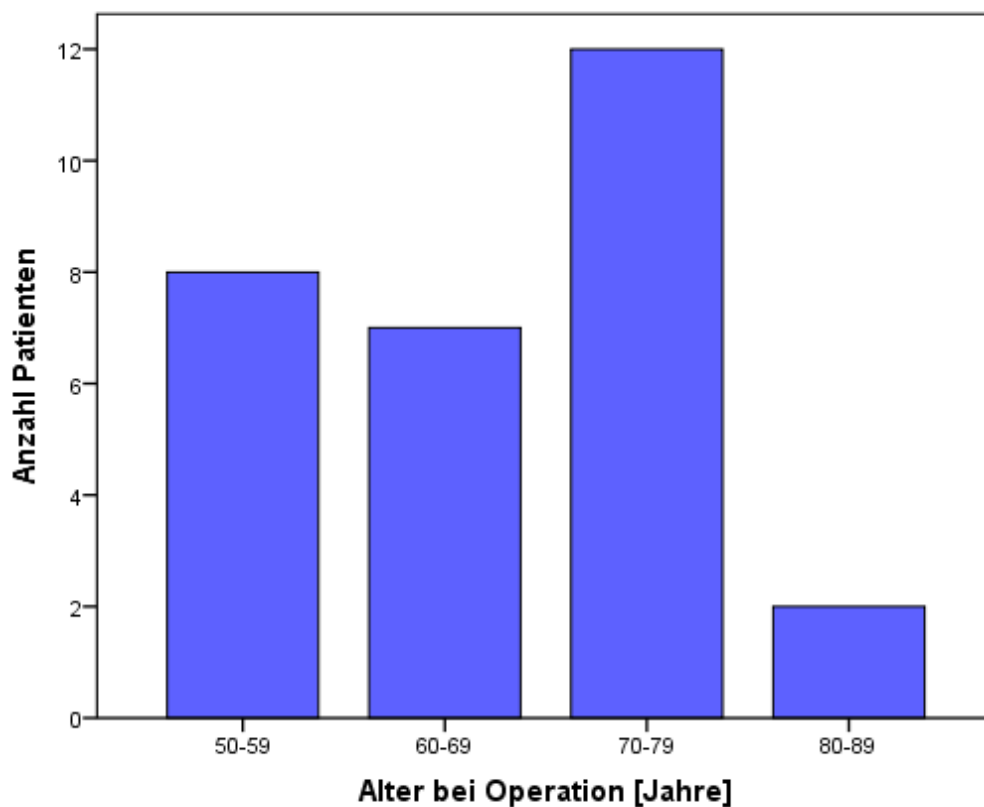


Abbildung 8: Altersverteilung des Patientenkollektivs in Dekaden

3.1.4 Seitenverteilung der operierten Kniegelenke

Bei den 29 durchgeführten Knieendoprothesenimplantationen handelte es sich bei 44,8% (13) der Patienten um das rechte und bei 55,2% (16) der Patienten um das linke Kniegelenk (s. Abb. 9).

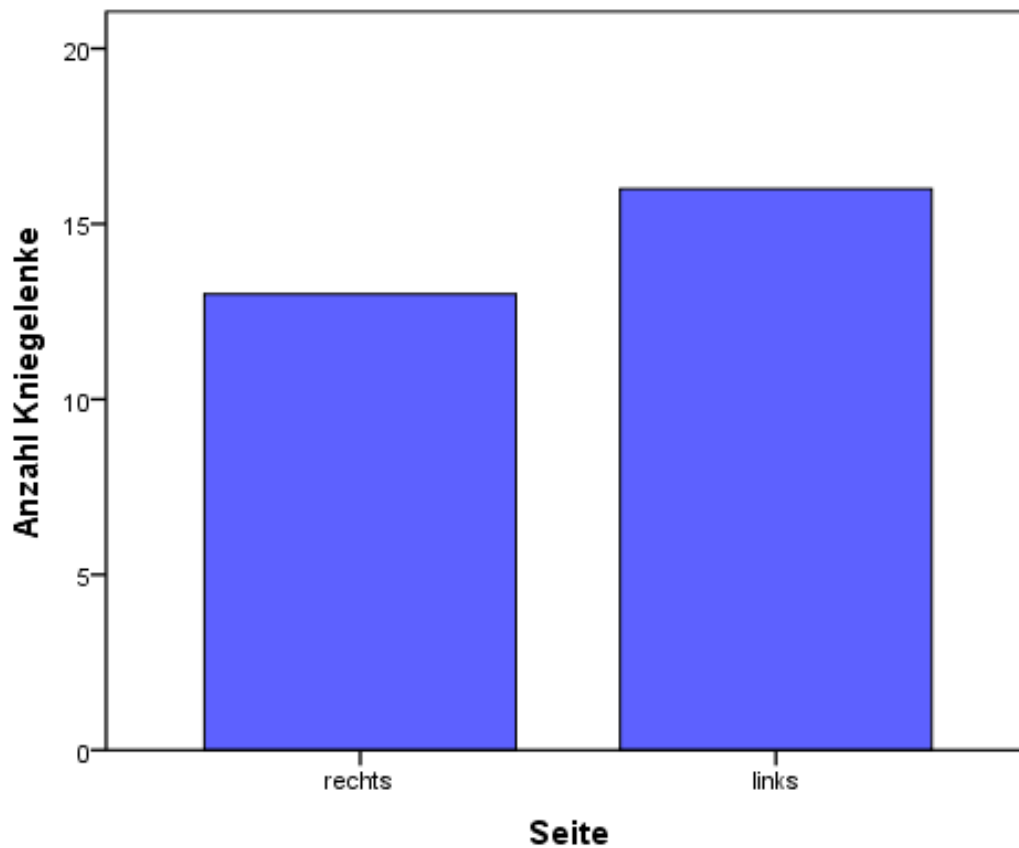


Abbildung 9: Häufigkeitsverteilung der Kniegelenke nach operierter Seite

3.2 Operationsdauer

Die Operationsdauer betrug im Durchschnitt 76,6 (SD 13,4) Minuten. Die kürzeste Operation dauerte 51 Minuten, die längste Operation 109 Minuten. Die durch die jeweils dreimal wiederholten Pinless-Messungen verursachte mittlere Verlängerung der Operationsdauer betrug im Durchschnitt weniger als 2 Minuten (Mittelwert 1,8 Minuten; SD 0,4) pro Einzelmessung. Abb. 10 zeigt die Häufigkeitsverteilung der Operationsdauer dargestellt in Zeitintervallen von 10 Minuten (s. Abb. 10).

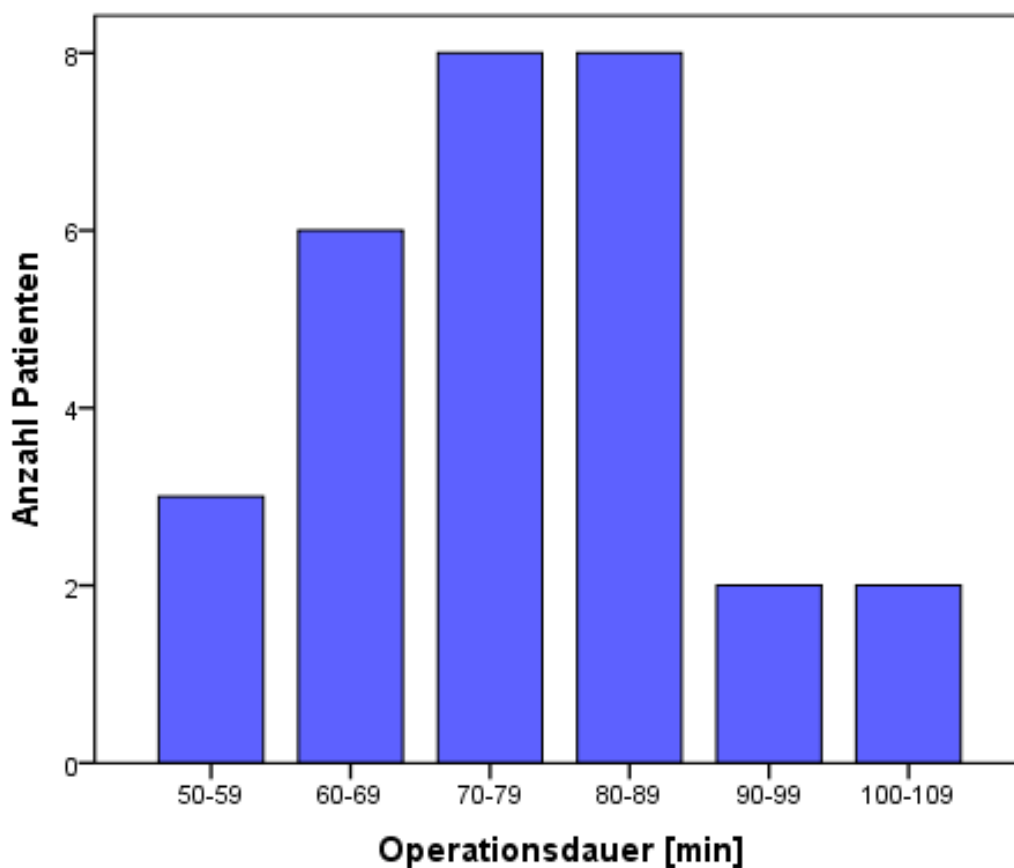


Abbildung 10: Häufigkeitsverteilung der Operationsdauer dargestellt in Zeitintervallen von 10 Minuten [min].

3.3 Radiologische Parameter

3.3.1 Präoperative Beinachse

Bezüglich der Abweichung von der mechanischen Beinachse zeigten sich präoperativ folgende Achsverhältnisse (s. Abb. 11):

Die mittlere Abweichung von der neutralen Beinachse lag präoperativ bei $+7,6^\circ$ (SD 5,2). Es fanden sich maximale Abweichungen von $3,1^\circ$ Valgus und $15,6^\circ$ Varus.

Positive bzw. keine Vorzeichen kennzeichnen im Folgenden Abweichungen in Richtung Varus und negative Vorzeichen Abweichungen in Richtung Valgus.

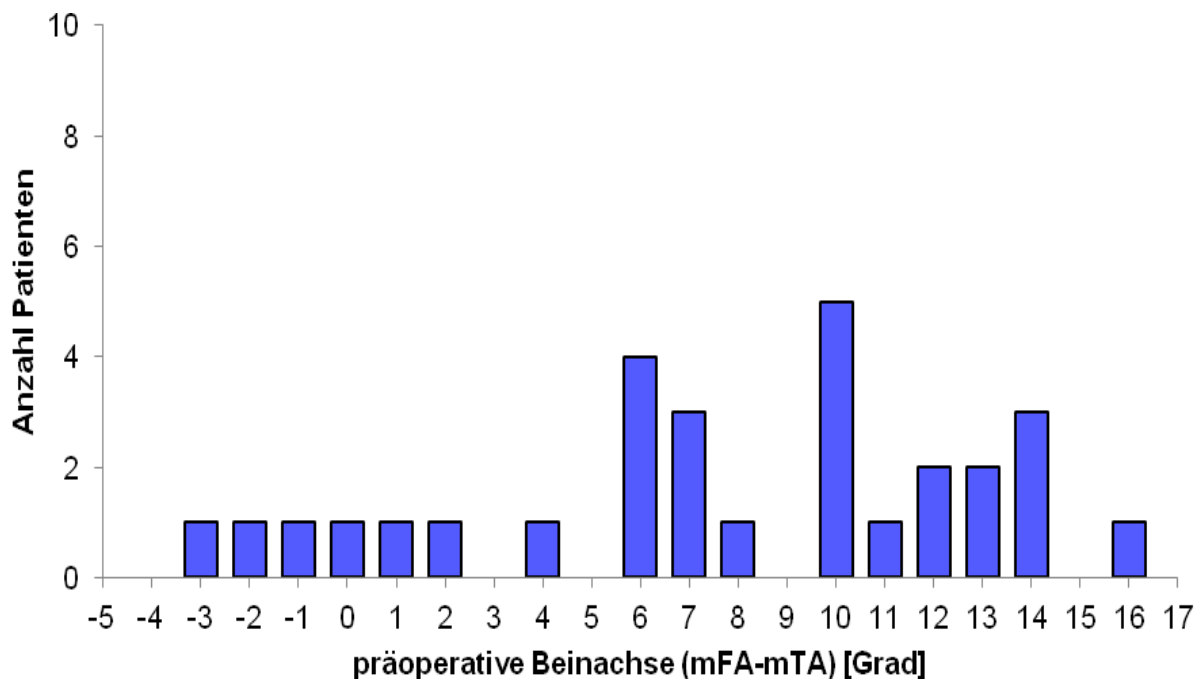


Abbildung 11: Häufigkeitsverteilung präoperative Beinachse: Negative (-) Vorzeichen entsprechen einer Abweichung in Valgus-Richtung, positive (+) Vorzeichen bzw. keine Vorzeichen einer Abweichung in Varus-Richtung.

3.3.2 Postoperative Beinachse

Postoperativ zeigten sich folgende Achsverhältnisse in Relation zur mechanischen Beinachse (s. Abb. 12):

Die mittlere Abweichung von der neutralen Beinachse lag postoperativ bei $-0,3$ (SD 1,7). Es fanden sich maximale Abweichungen von $-3,0^\circ$ bis $+3,0^\circ$. Postoperativ lagen somit alle 29 Patienten (100%) im Zielbereich von -3° bis $+3^\circ$ Abweichung von der geraden Beinachse.

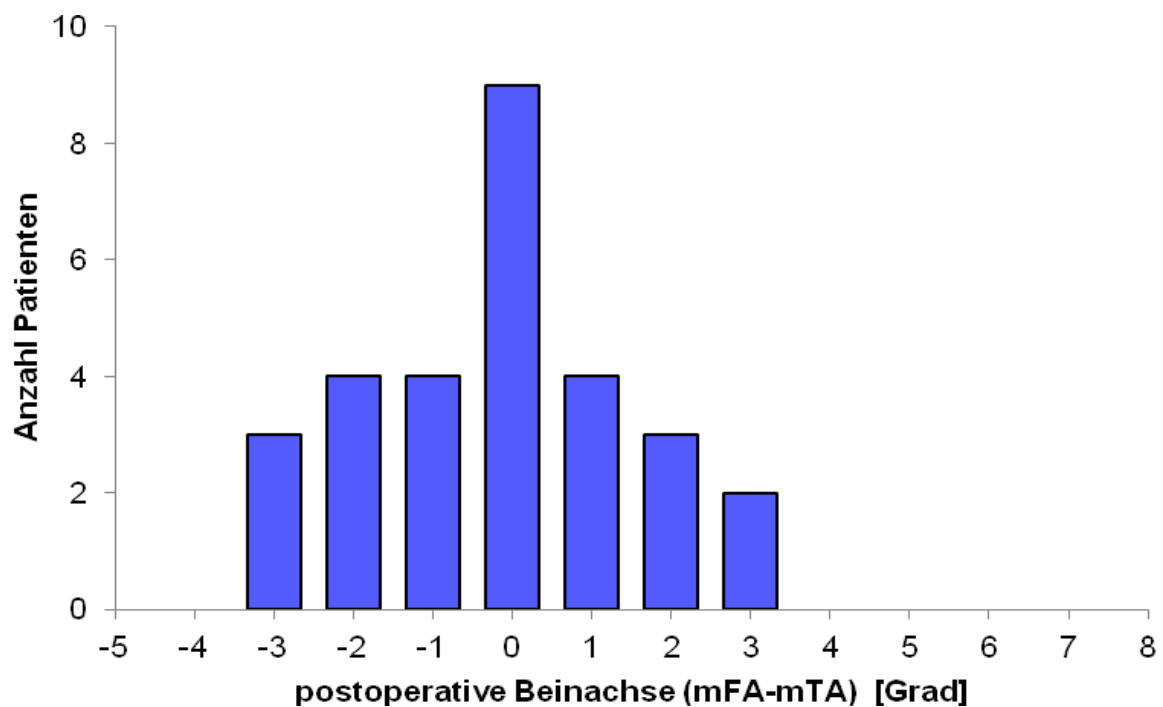


Abbildung 12: Häufigkeitsverteilung postoperative Beinachse: Negative (-) Vorzeichen entsprechen einer Abweichung in Valgus-Richtung, positive (+) Vorzeichen bzw. keine Vorzeichen einer Abweichung in Varus-Richtung.

3.4 Abweichung des distalen femoralen Schnittblocks in der Frontalebene

3.4.1 Messung mit konventioneller Navigation

Die mit Brainlab Knee 2.1 auf dem Navigationssystem Kolibri® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) in der Frontalebene gemessene Achsabweichung des distalen femoralen Schnittblocks von der mechanischen Femurachse betrug im Mittel $0,0^\circ$ (SD 0,84). Das Minimum lag bei $2,5^\circ$ Valgus, das Maximum bei $2,0^\circ$ Varus (s. Abb. 13).

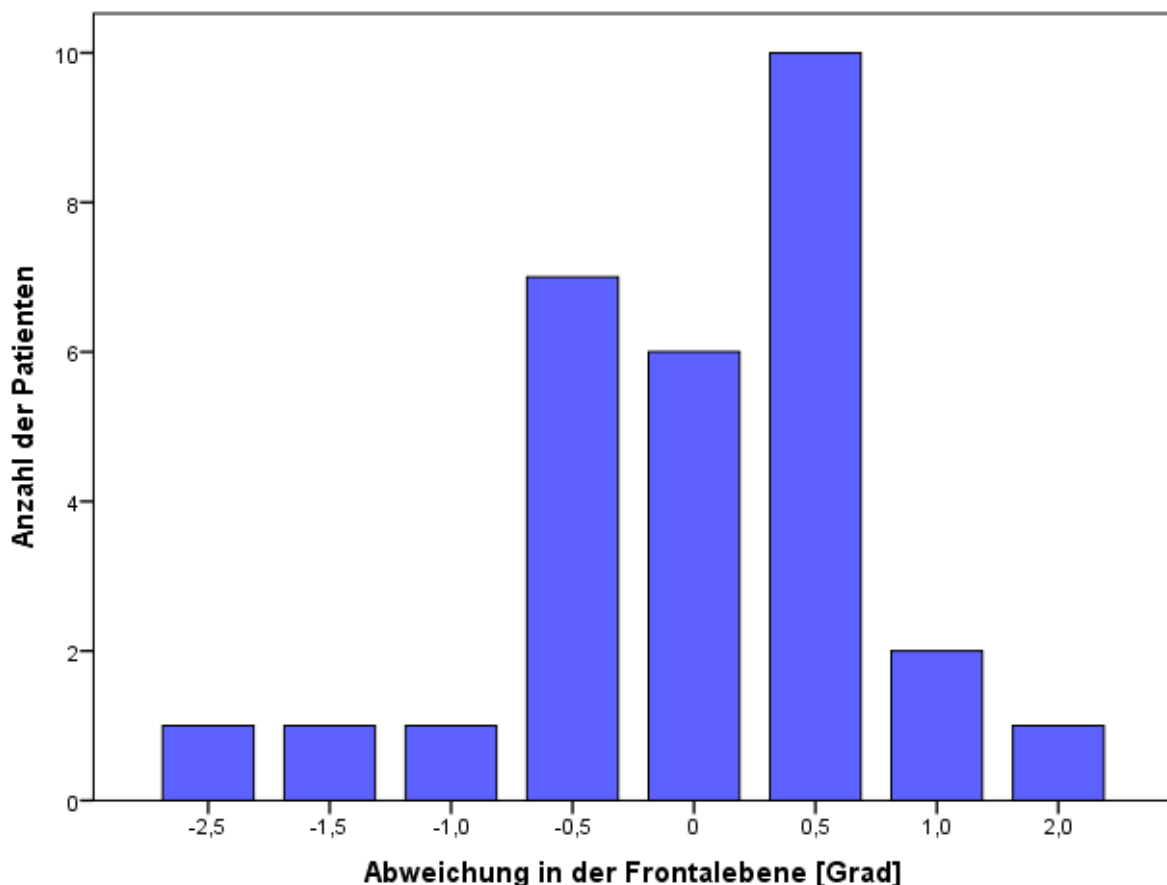


Abbildung 13: Abweichung der distalen femoralen Schnittblocks in der Frontalebene (Varus/Valgus) gemessen mit konventioneller Navigation. Negative (-) Vorzeichen entsprechen einer Abweichung in Valgus-Richtung, positive (+) Vorzeichen bzw. keine Vorzeichen einer Abweichung in Varus-Richtung.

3.4.2 Messung mit Pinless-Navigation

Die mit Brainlab Knee Express 2.5 auf dem Navigationssystem VectorVision sky® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) in der Frontalebene gemessene Achsabweichung der distalen femoralen Schnittblocks von der mechanischen Femurachse betrug im Mittel $0,3^\circ$ (SD $1,5$). Das bei den dreifach wiederholten Pinless-Messungen erhaltene Minimum lag bei $3,0^\circ$ Valgus, das Maximum bei $3,5^\circ$ Varus. Bezüglich der erhaltenen Mittelwerte lag das Minimum bei $2,8^\circ$ Valgus, das Maximum bei $3,3^\circ$ Varus (s. Abb. 14).

Der ICC für die dreimalig wiederholten Pinless-Messungen betrug $0,86$.

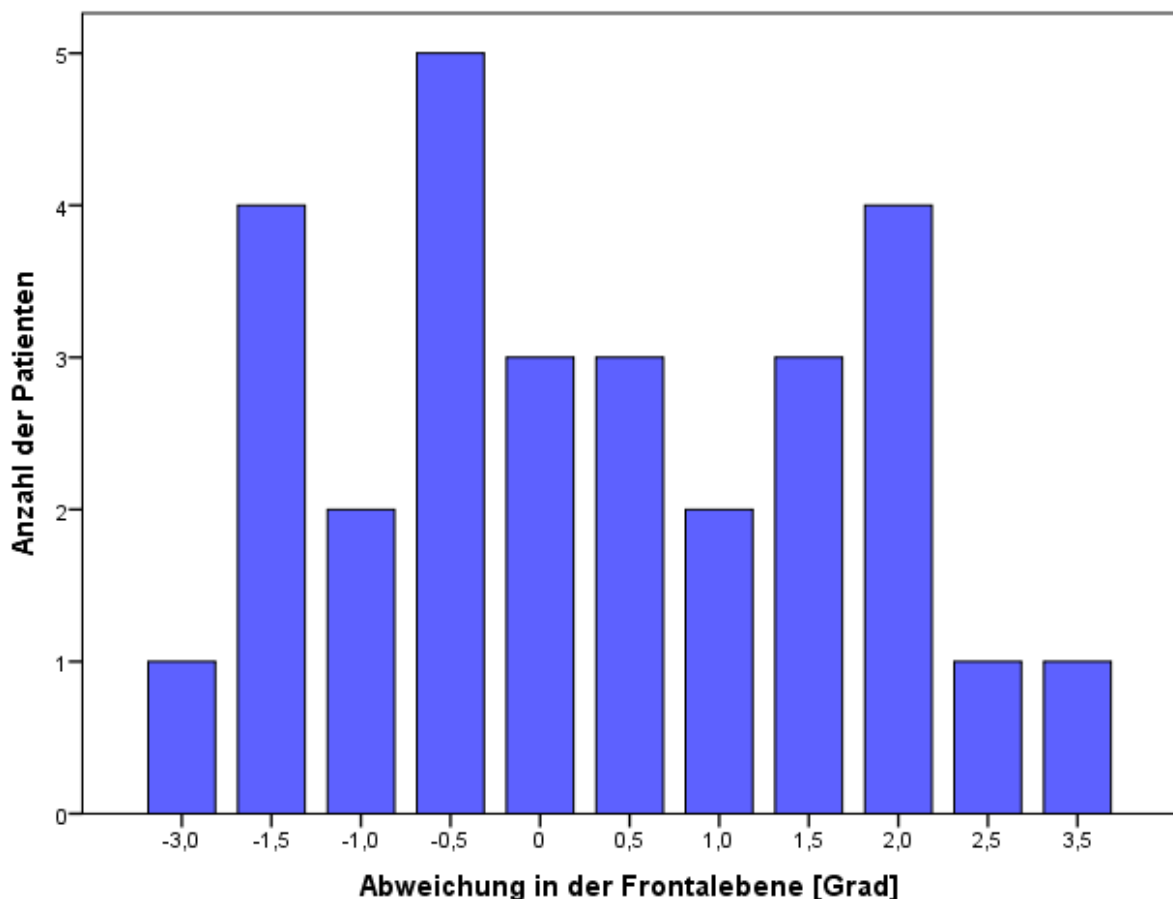


Abbildung 14: Abweichung des distalen femoralen Schnittblocks in der Frontalebene (Varus/Valgus) gemessen mit Pinless-Navigation. Auf der x-Achse sind die Mittelwerte der jeweils dreimal wiederholten Pinless-Messungen angegeben ($= (\text{Sky1} + \text{Sky2} + \text{Sky3}) / 3$). Negative (-) Vorzeichen entsprechen einer Abweichung in Valgus-Richtung, positive (+) Vorzeichen bzw. keine Vorzeichen einer Abweichung in Varus-Richtung.

3.5 Abweichung des distalen femoralen Schnittblocks in der Sagittalebene

3.5.1 Messung mit konventioneller Navigation

Die mit Brainlab Knee 2.1 auf dem Navigationssystem Kolibri® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) in der Sagittalebene gemessene Achsabweichung des distalen femoralen Schnittblocks von der mechanischen Femurachse betrug im Mittel 3,2° Flexion (SD 2,2). Das Minimum lag bei -1,5°, dies entspricht 1,5° Extension, das Maximum bei 6,0° Flexion (s. Abb.15).

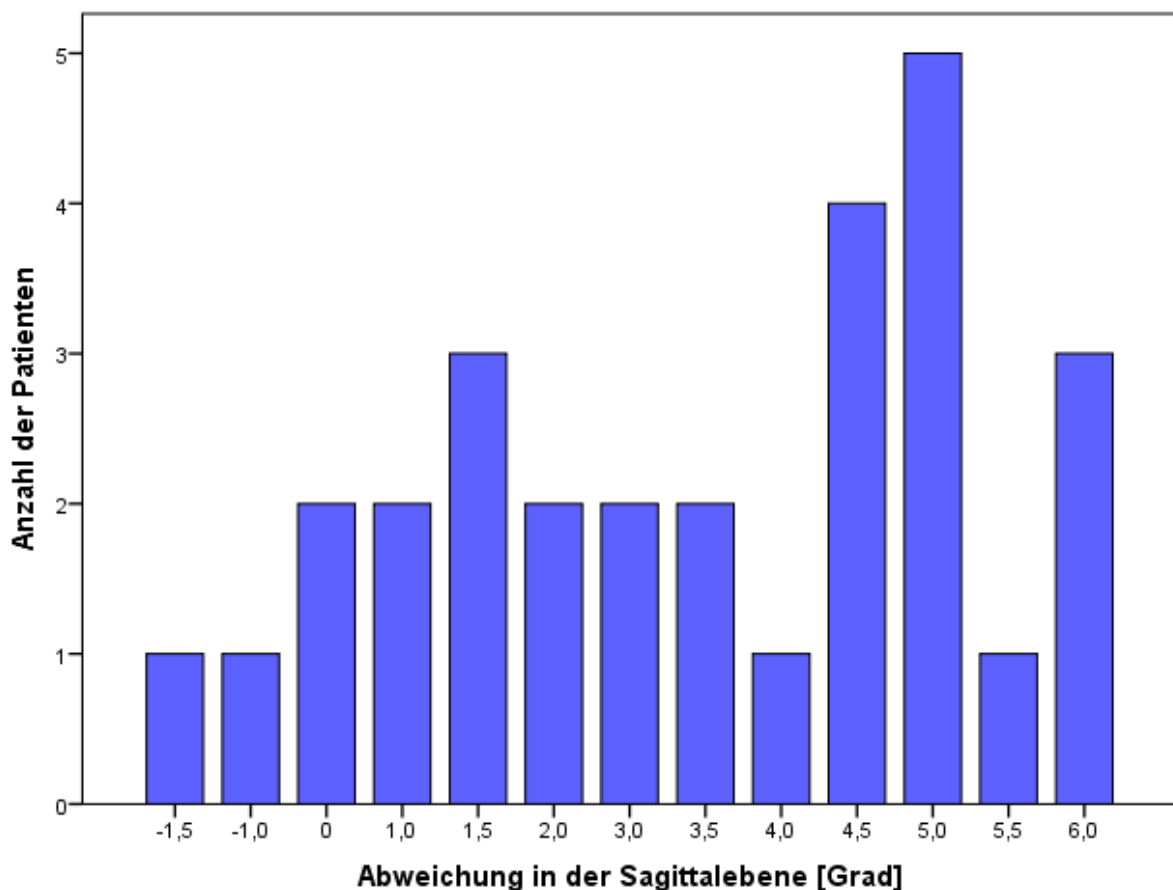


Abbildung 15: Abweichung der distalen femoralen Schnittblocks in der Sagittalebene (Flexion/Extension) gemessen mit konventioneller Navigation. Negative (-) Vorzeichen entsprechen einer Abweichung in Richtung Extension, positive (+) Vorzeichen bzw. keine Vorzeichen einer Abweichung in Richtung Flexion.

3.5.2 Messung mit Pinless-Navigation

Die mit Brainlab Knee Express 2.5 auf dem Navigationssystem VectorVision sky® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) in der Sagittalebene gemessene Achsabweichung des distalen femoralen Schnittblocks von der mechanischen Femurachse betrug im Mittel 3,0° (SD 2,1).

Das bei den dreifach wiederholten Pinless-Messungen erhaltene Minimum lag bei -2,0°, dies entspricht 2,0° Extension, das Maximum bei 6,5° Flexion. Bezüglich der erhaltenen Mittelwerte lag das Minimum bei -1,6°, dies entspricht 1,6° Extension, das Maximum bei 6,5° Flexion (s. Abb. 16).

Der ICC für die dreimalig wiederholten Pinless-Messungen betrug 0,94.

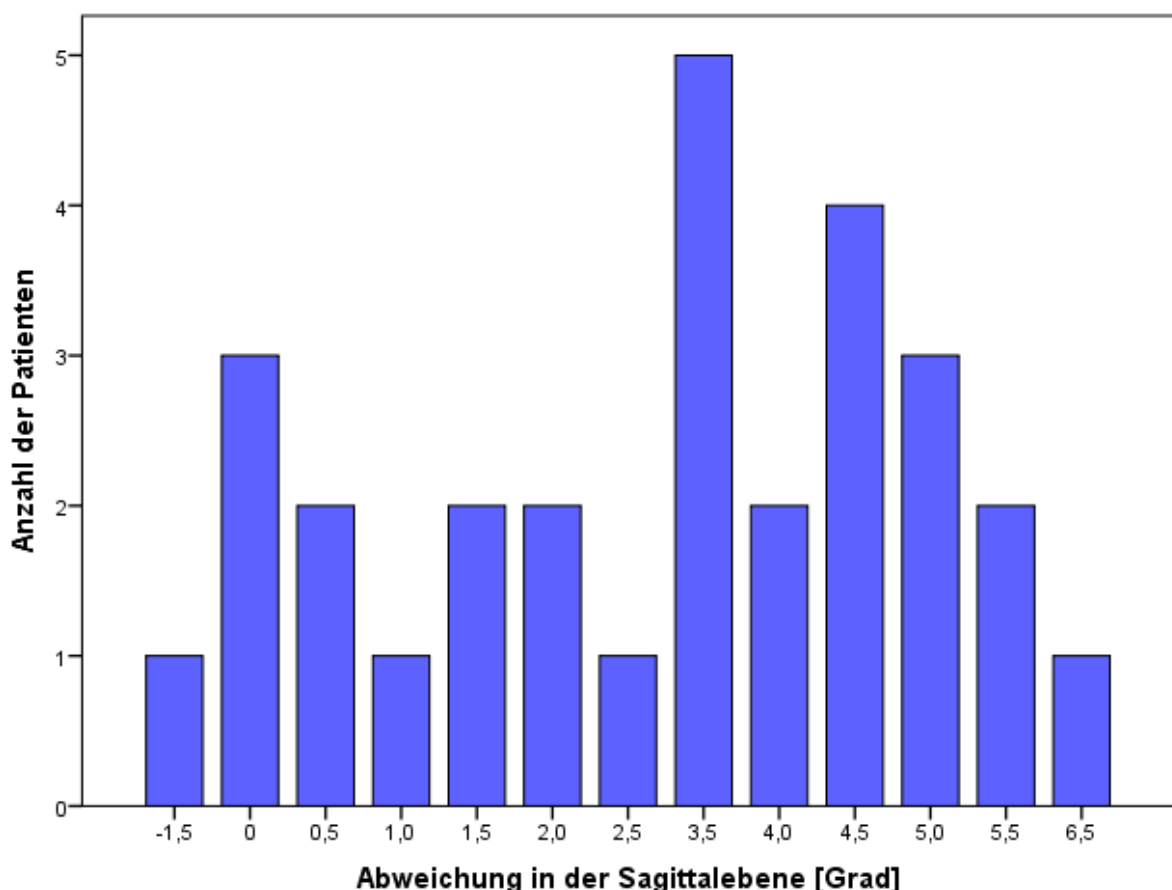


Abbildung 16: Abweichung des distalen femoralen Schnittblocks in der Sagittalebene (Flexion/Extension) gemessen mit Pinless-Navigation. Auf der x-Achse sind die Mittelwerte der jeweils dreimal wiederholten Pinless-Messungen angegeben ($= (\text{Sky1} + \text{Sky2} + \text{Sky3}) / 3$). Negative (-) Vorzeichen entsprechen einer Abweichung in Richtung Extension, positive (+) Vorzeichen bzw. keine Vorzeichen einer Abweichung in Richtung Flexion.

3.6 Abweichung des proximalen tibialen Schnittblocks in der Frontalebene

3.6.1 Messung mit konventioneller Navigation

Die mit Brainlab Knee 2.1 auf dem Navigationssystem Kolibri® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) in der Frontalebene gemessene Achsabweichung des proximalen tibialen Schnittblocks von der mechanischen Tibiaachse betrug im Mittel $0,2^\circ$ (SD 0,6). Das Minimum lag bei $1,0^\circ$ Valgus, das Maximum bei $1,5^\circ$ Varus (s. Abb. 17).

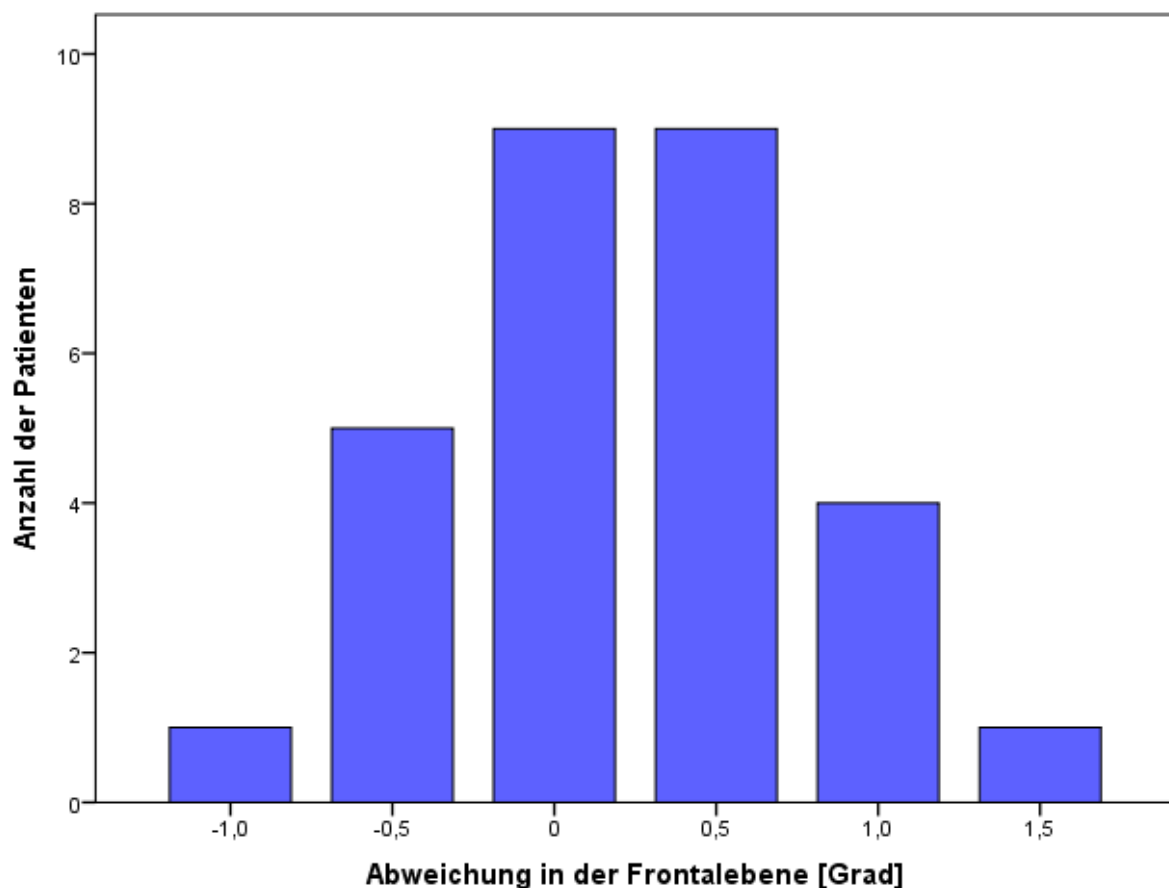


Abbildung 17: Abweichung der proximalen tibialen Schnittblocks in der Frontalebene (Varus/Valgus) gemessen mit konventioneller Navigation. Negative (-) Vorzeichen entsprechen einer Abweichung in Valgus-Richtung, positive (+) Vorzeichen bzw. keine Vorzeichen einer Abweichung in Varus-Richtung.

3.6.2 Messung mit Pinless-Navigation

Die mit Brainlab Knee Express 2.5 auf dem Navigationssystem VectorVision sky® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) in der Frontalebene gemessene Achsabweichung des proximalen tibialen Schnittblocks von der mechanischen Tibiaachse betrug im Mittel 0,04° (SD 0,63).

Das bei den dreifach wiederholten Pinless-Messungen erhaltene Minimum lag bei 2,0° Valgus, das Maximum bei 1,5° Varus. Bezüglich der erhaltenen Mittelwerte lag das Minimum bei 1,5° Valgus, das Maximum bei 1,2° Varus (s. Abb. 18).

Der ICC für die dreimalig wiederholten Pinless-Messungen betrug 0,70.

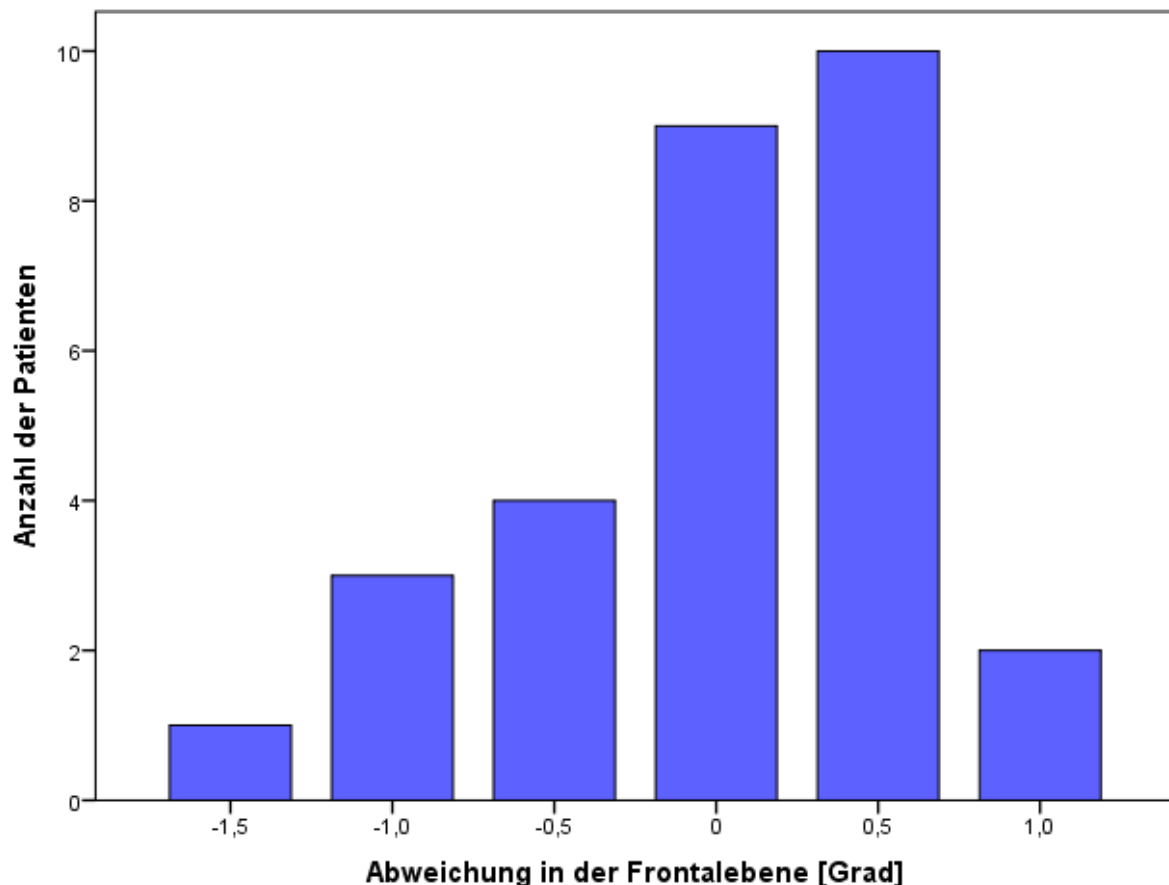


Abbildung 18: Abweichung des proximalen tibialen Schnittblocks in der Frontalebene (Varus/Valgus) gemessen mit Pinless-Navigation. Auf der x-Achse sind die Mittelwerte der jeweils dreimal wiederholten Pinless-Messungen angegeben ($= (\text{Sky1} + \text{Sky2} + \text{Sky3}) / 3$). Negative (-) Vorzeichen entsprechen einer Abweichung in Valgus-Richtung, positive (+) Vorzeichen bzw. keine Vorzeichen einer Abweichung in Varus-Richtung.

3.7 Abweichung des proximalen tibialen Schnittblocks in der Sagittalebene (tibialer Slope)

3.7.1 Messung mit konventioneller Navigation

Die mit Brainlab Knee 2.1 auf dem Navigationssystem Kolibri® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) in der Sagittalebene gemessene Achsabweichung des proximalen tibialen Schnittblocks von der mechanischen Tibiaachse betrug im Mittel 5,6° Slope (SD 0,7). Das Minimum lag bei 3,5°, das Maximum bei 7,0° tibialen Slope (s. Abb. 19).

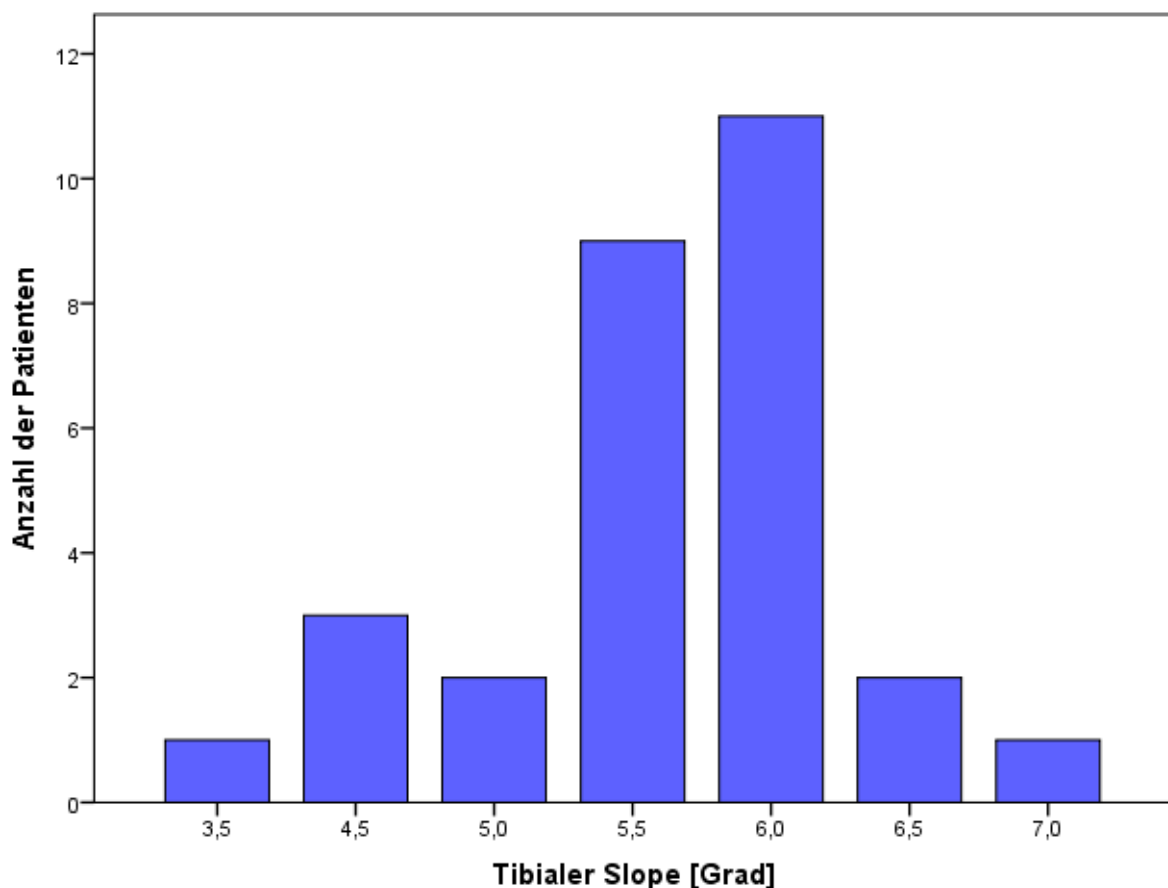


Abbildung 19: Abweichung des proximalen tibialen Schnittblocks in der Sagittalebene (tibialer Slope) gemessen mit konventioneller Navigation.

3.7.2 Messung mit Pinless-Navigation

Die mit Brainlab Knee Express 2.5 auf dem Navigationssystem VectorVision sky® (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) gemessene Achsabweichung des proximalen tibialen Schnittblocks in der Sagittalebene von der mechanischen Tibiaachse betrug im Mittel 5,4° Slope (SD 1,3). Das bei den dreifach wiederholten Pinless-Messungen erhaltene Minimum lag bei 1,0°, das Maximum bei 7,5° tibialen Slope. Das bezüglich der erhaltenen Mittelwerte lag das Minimum bei 1,7°, das Maximum bei 7,3° (s. Abb. 20).

Der ICC für die dreimalig wiederholten Pinless-Messungen betrug 0,85.

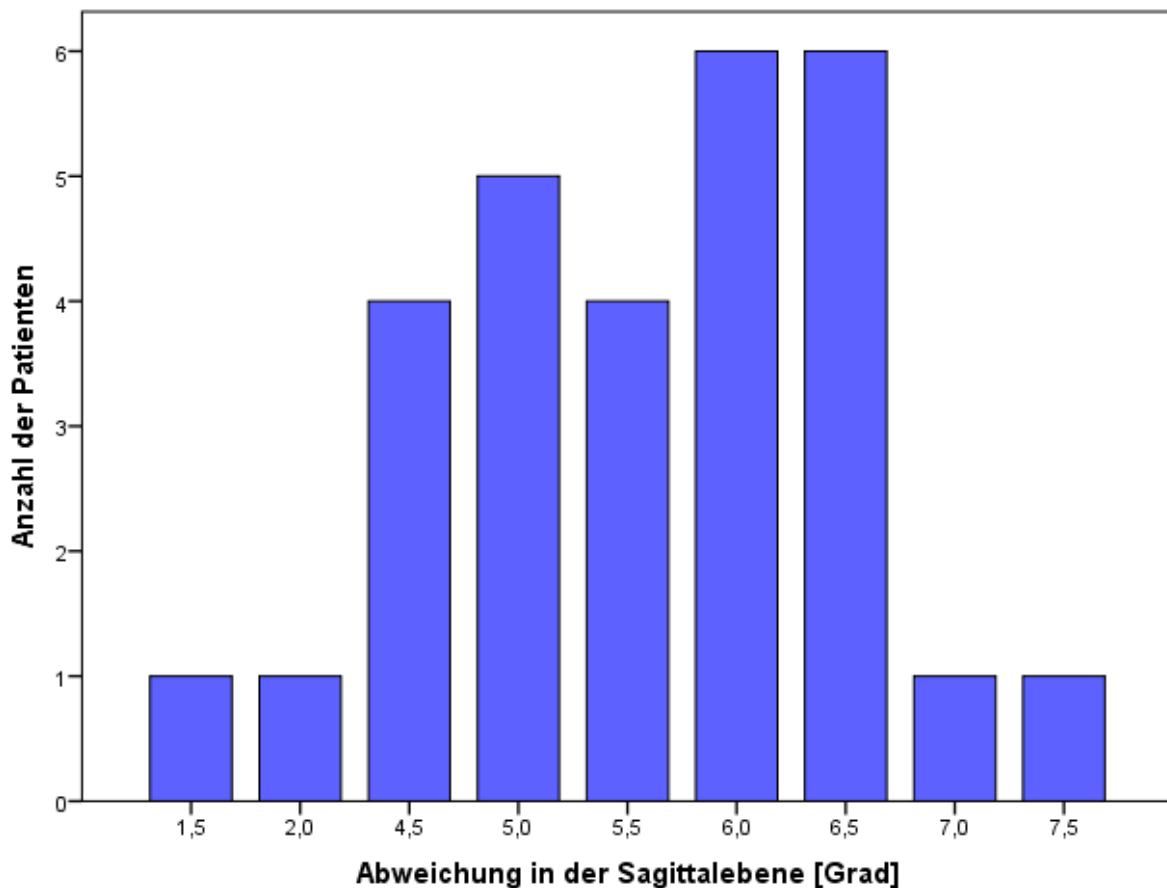


Abbildung 20: Abweichung des proximalen tibialen Schnittblocks in der Sagittalebene (tibialer Slope) gemessen mit Pinless-Navigation. Auf der x-Achse sind die Mittelwerte der jeweils dreimal wiederholten Pinless-Messungen angegeben (= (Sky1 + Sky2 + Sky3) / 3).

3.8 Vergleich der Mittelwerte (t-Test)

Auf die mit der Standard-Navigation und der Pinless-Navigation erhobenen Mittelwerte für das femorale sowie tibiale coronare und sagittale Alignment wurde jeweils der Student's t-Test angewandt. Das gewählte Signifikanzniveau lag bei 5%.

Die Ergebnisse der Student's t-Tests sind im Folgenden aufgezählt (s. Tab. 4):

Die mittlere Differenz der Mittelwerte zwischen den beiden Messmethoden (Kolibri – Sky) berechnet mit dem gepaarten t-Test betrug für das Varus/Valgus-Alignment am Femur -0,31 (95% CI: -0,78 bis 0,15; $p = 0,176$).

Für das Flexions-Alignment am Femur ergab sich im gepaarten t-Test der Wert 0,19 (95% CI: -0,40 bis 0,78; $p = 0,517$).

Für das coronare Alignment an der Tibia ergab sich im gepaarten t-Test der Wert 0,18 (95% CI: -0,09 bis 0,46; $p = 0,183$).

Für die Messung des tibialen Slopes ergab sich im gepaarten t-Test der Wert 0,164 (95% CI: -0,31 bis 0,64; $p = 0,486$).

Alle errechneten p-Werte lagen im Bereich von $> 0,05$. Damit zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Messmethoden. Einen Überblick inklusive der jeweiligen Mittelwerte sowie der errechneten p-Werte gibt Tab. 4.

Naviagationssystem	Alignment Femur		Alignment Tibia	
	Varus / Valgus	Flexion	Varus / Valgus	Slope
Standard	0,02 (SD 0,84)	3,2 (SD 2,2)	0,22 (SD 0,58)	5,6 (SD 0,7)
Pinless	0,33 (SD 1,5)	3,0 (SD 2,1)	0,04 (SD 0,63)	5,4 (SD 1,3)
p-Wert	0,176 (n.s.)	0,517 (n.s.)	0,183 (n.s.)	0,486 (n.s.)

Tabelle 4: Überblick über das coronare und sagittale Alignment am distalen femoralen und proximalen tibialen Schnittblock für Standard-Navigation und Pinless-Navigation. Abgebildet sind die erhobenen Mittelwerte mit Standardabweichung (SD) sowie die p-Werte für den Vergleich der Mittelwerte mittels Student's t-Test (n.s. = nicht signifikant).

3.9 Vergleich der beiden Messverfahren mittels Bland-Altman-Diagramm

3.9.1 Coronares Alignment am distalen femoralen Schnittblock

Bezüglich des coronaren (Varus-/Valgus-) Alignments am distalen femoralen Schnittblock zeigten sich im Bland-Altman-Diagramm nur geringe Abweichungen zwischen den Werten, die mit der Standardnavigation (Brainlab Knee 2.1 auf dem Navigationssystem Kolibri®) und denen die mit der Pinless-Version (Brainlab Knee Express 2.5 auf dem Navigationssystem VectorVision sky®) erhoben wurden: Die Messabweichung bzw. Verzerrung zwischen den beiden Methoden betrug im Mittel -0,3° (SD 1,2). Der 95%-Übereinstimmungsbereich lag bei -2,7° bis 2,1° (s. Abb. 21).

3.9.2 Sagittales Alignment am distalen femoralen Schnittblock

Bezüglich des sagittalen Alignments (Flexion/Extension) am distalen femoralen Schnittblock zeigten sich im Bland-Altman-Diagramm nur geringe Abweichungen zwischen den Werten, die mit der Standardnavigation (Brainlab Knee 2.1 auf dem Navigationssystem Kolibri®) erhoben wurden und denen, die mit der Pinless-Version (Brainlab Knee Express 2.5 auf dem Navigationssystem VectorVision sky®) erhoben wurden: Die Messabweichung bzw. Verzerrung betrug im Mittel 0,2° (SD 1,5). Die 95%-Übereinstimmungsbereich lag bei -2,8° bis 3,2° (s. Abb. 22).

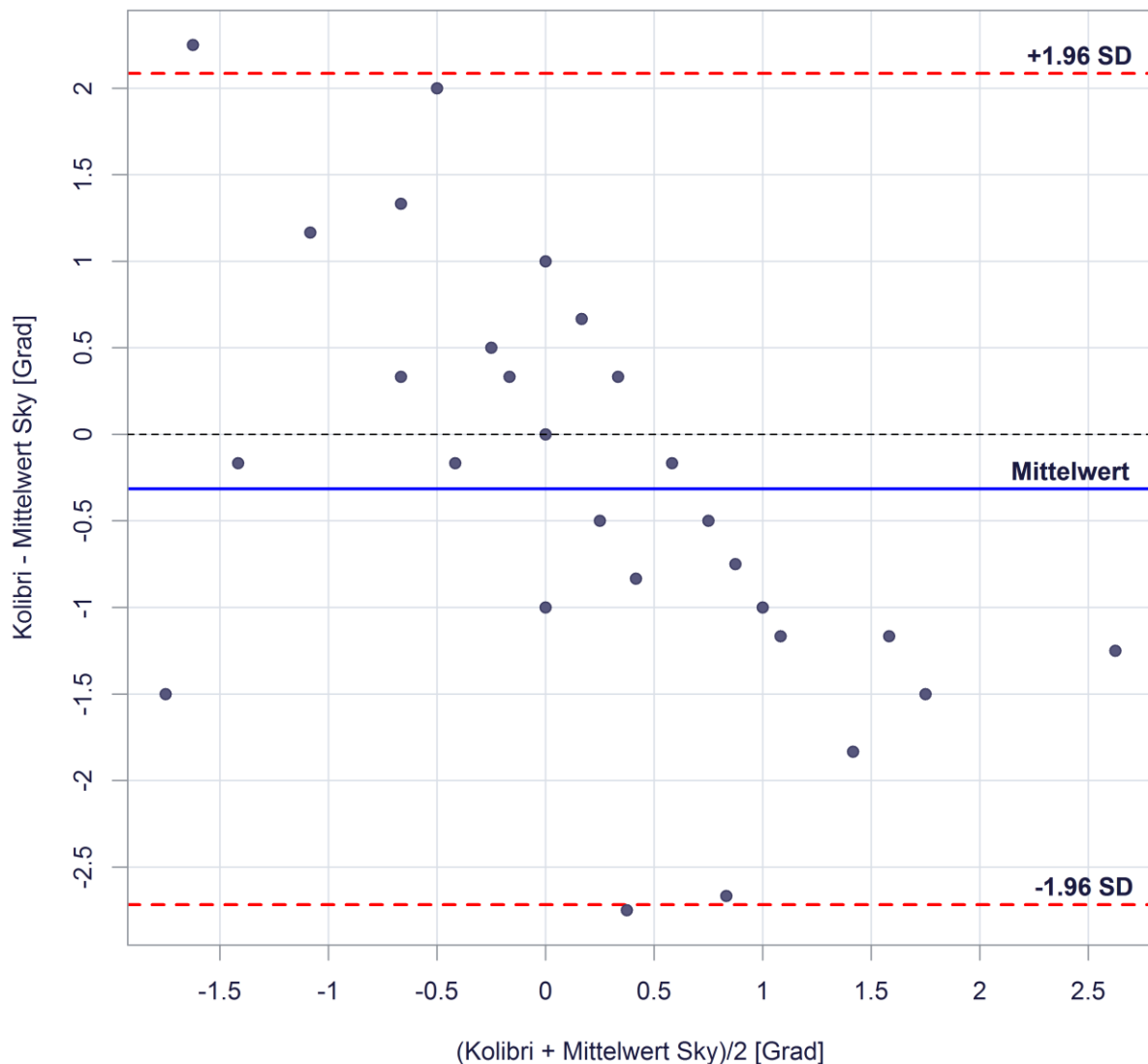


Abbildung 21: Bland-Altman-Plot für das coronare Alignment am distalen femoralen Schnittblock. Auf der x-Achse ist Mittelwert für beide Messmethoden abgebildet (= (Kolibri + Mittelwert Sky) / 2). Auf der y-Achse ist der Unterschied zwischen den erhobenen Messwerten beider Messmethoden als Differenz zwischen der Messung mit Kolibri® und dem Mittelwert der jeweils dreifach wiederholten Messung mit VectorVision sky® angegeben (= Kolibri – Sky). Zusätzlich sind die mittlere Messabweichung („Mittelwert“) zwischen beiden Messmethoden sowie die 95%-Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“, Mittelwert +/- 1,96 SD) als horizontale Linien dargestellt.

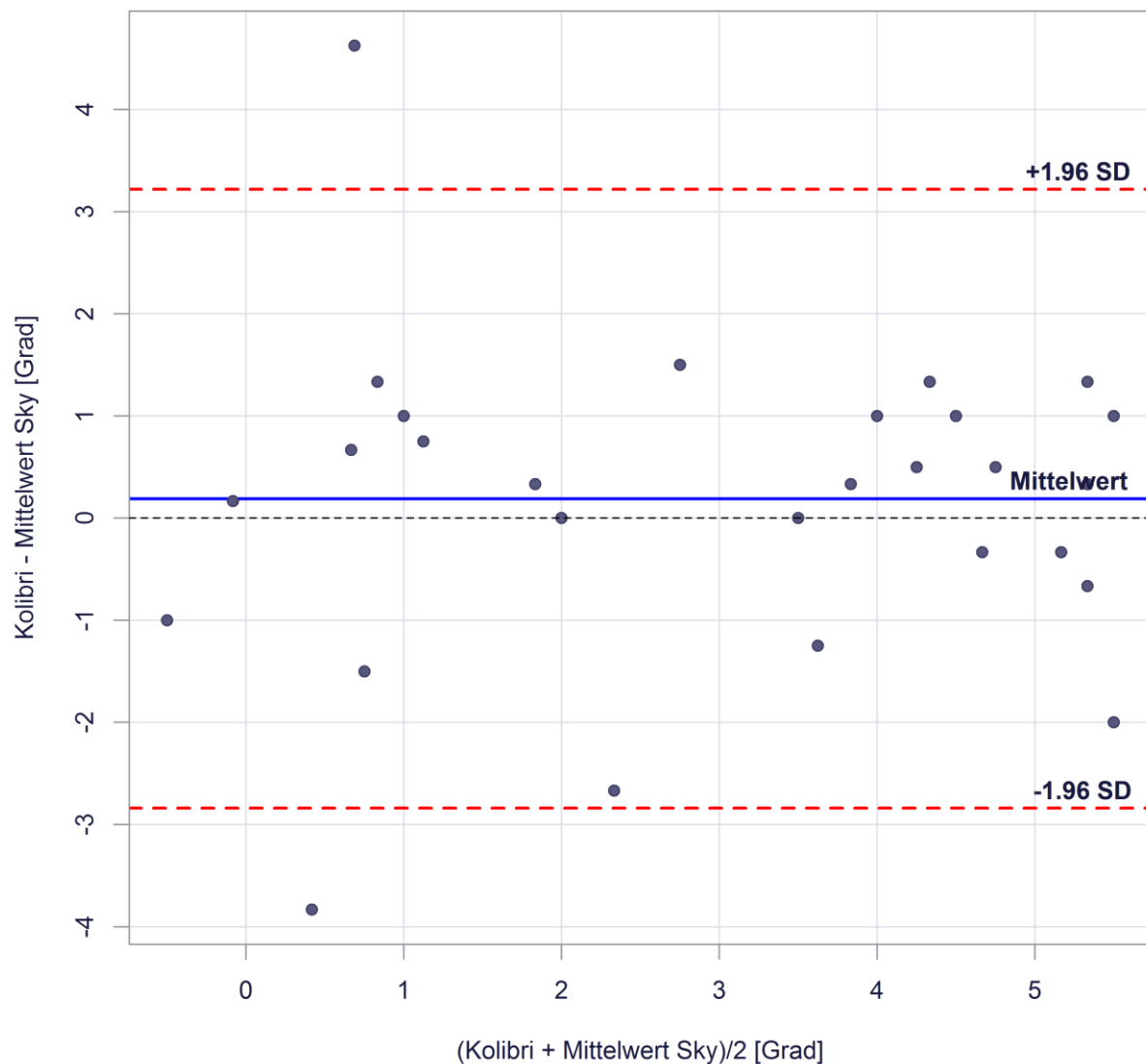


Abbildung 22: Bland-Altman-Plot für das sagittale Alignment am distalen femoralen Schnittblock. Auf der x-Achse ist Mittelwert für beide Messmethoden abgebildet (= (Kolibri + Mittelwert Sky) / 2). Auf der y-Achse ist der Unterschied zwischen den erhobenen Messwerten beider Messmethoden als Differenz zwischen der Messung mit Kolibri® und dem Mittelwert der jeweils dreifach wiederholten Messung mit VectorVision sky® angegeben (= Kolibri – Sky). Zusätzlich sind die mittlere Messabweichung („Mittelwert“) zwischen beiden Messmethoden sowie die 95%-Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“, Mittelwert +/- 1,96 SD) als horizontale Linien dargestellt.

3.9.3 Coronares Alignment am proximalen tibialen Schnittblock

Bezüglich des coronaren Alignments am proximalen tibialen Schnittblock zeigten sich im Bland-Altman-Diagramm nur geringe Abweichungen zwischen den Werten, die mit der Standardnavigation (Brainlab Knee 2.1 auf dem Navigationssystem Kolibri®) und denen, die mit der Pinless-Version (Brainlab Knee Express 2.5 auf dem Navigationssystem VectorVision sky®) erhoben wurden: Die Messabweichung bzw. Verzerrung betrug im Mittel $0,2^\circ$ (SD $0,7$). Die 95%-Übereinstimmungsgrenzen reichten von $-1,2^\circ$ bis $1,6^\circ$ (s. Abb. 23).

3.9.4 Sagittales Alignment am proximalen tibialen Schnittblock

Die Messwerte für das sagittale Alignment am proximalen tibialen Schnittblock zeigten im Bland-Altman-Diagramm nur geringe Abweichungen zwischen den Werten, die mit der Standardnavigation (Brainlab Knee 2.1 auf dem Navigationssystem Kolibri®) erhoben wurden und denen, die mit der Pinless-Version (Brainlab Knee Express 2.5 auf dem Navigationssystem VectorVision sky®) erhoben wurden: Die Messabweichung bzw. Verzerrung betrug im Mittel $0,2^\circ$ (SD $1,2$). Die 95%-Übereinstimmungsgrenzen reichten von $-2,3^\circ$ bis $2,6^\circ$ (s. Abb. 24).

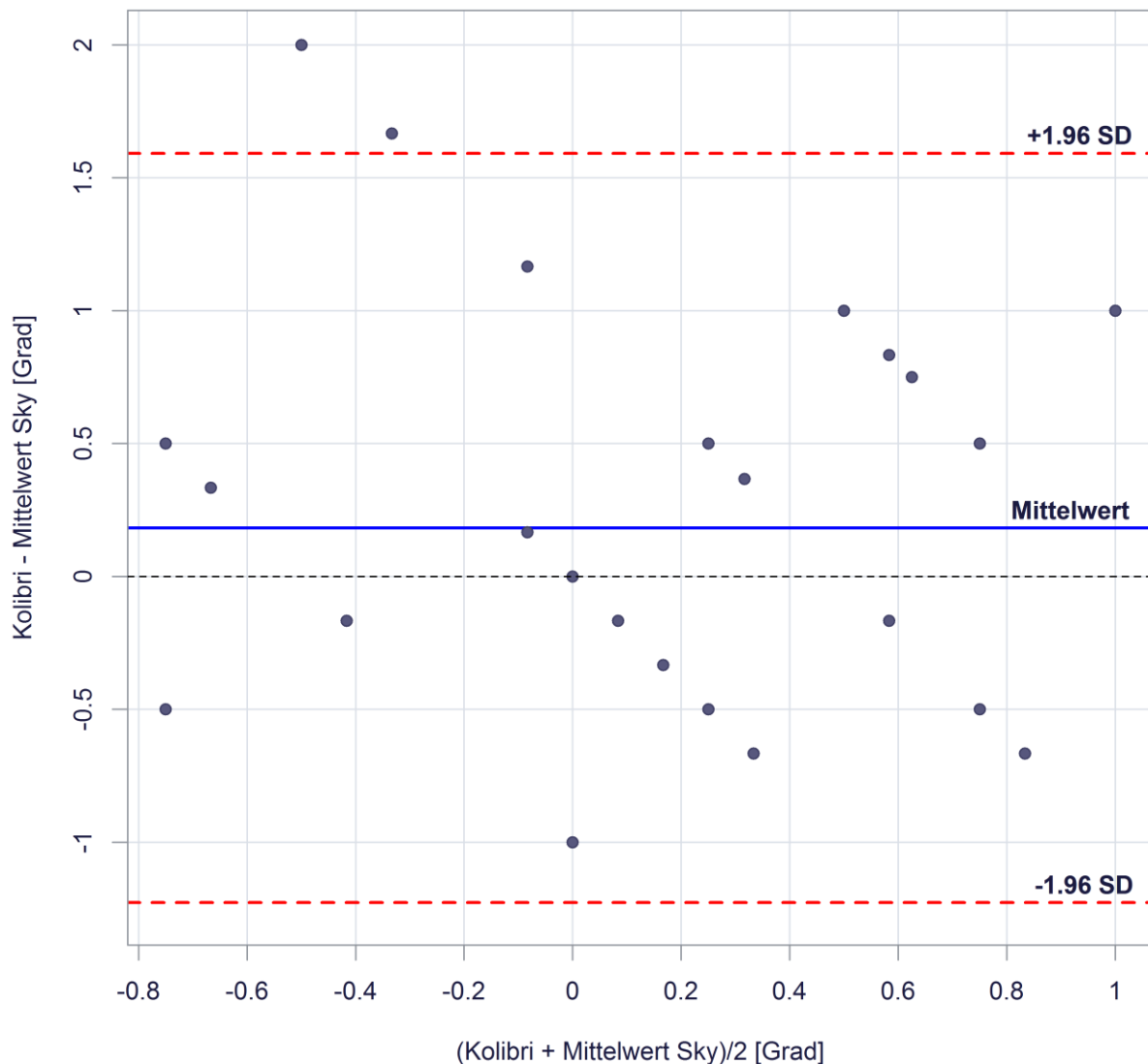


Abbildung 23: Bland-Altman-Plot für das coronare Alignment am proximalen tibialen Schnittblock. Auf der x-Achse ist Mittelwert für beide Messmethoden abgebildet (= $(\text{Kolibri} + \text{Mittelwert Sky}) / 2$). Auf der y-Achse ist der Unterschied zwischen den erhobenen Messwerten beider Messmethoden als Differenz zwischen der Messung mit Kolibri® und dem Mittelwert der jeweils dreifach wiederholten Messung mit VectorVision sky® angegeben (= $\text{Kolibri} - \text{Sky}$). Zusätzlich sind die mittlere Messabweichung („Mittelwert“) zwischen beiden Messmethoden sowie die 95%-Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“, $\text{Mittelwert} \pm 1,96 \text{ SD}$) als horizontale Linien dargestellt.

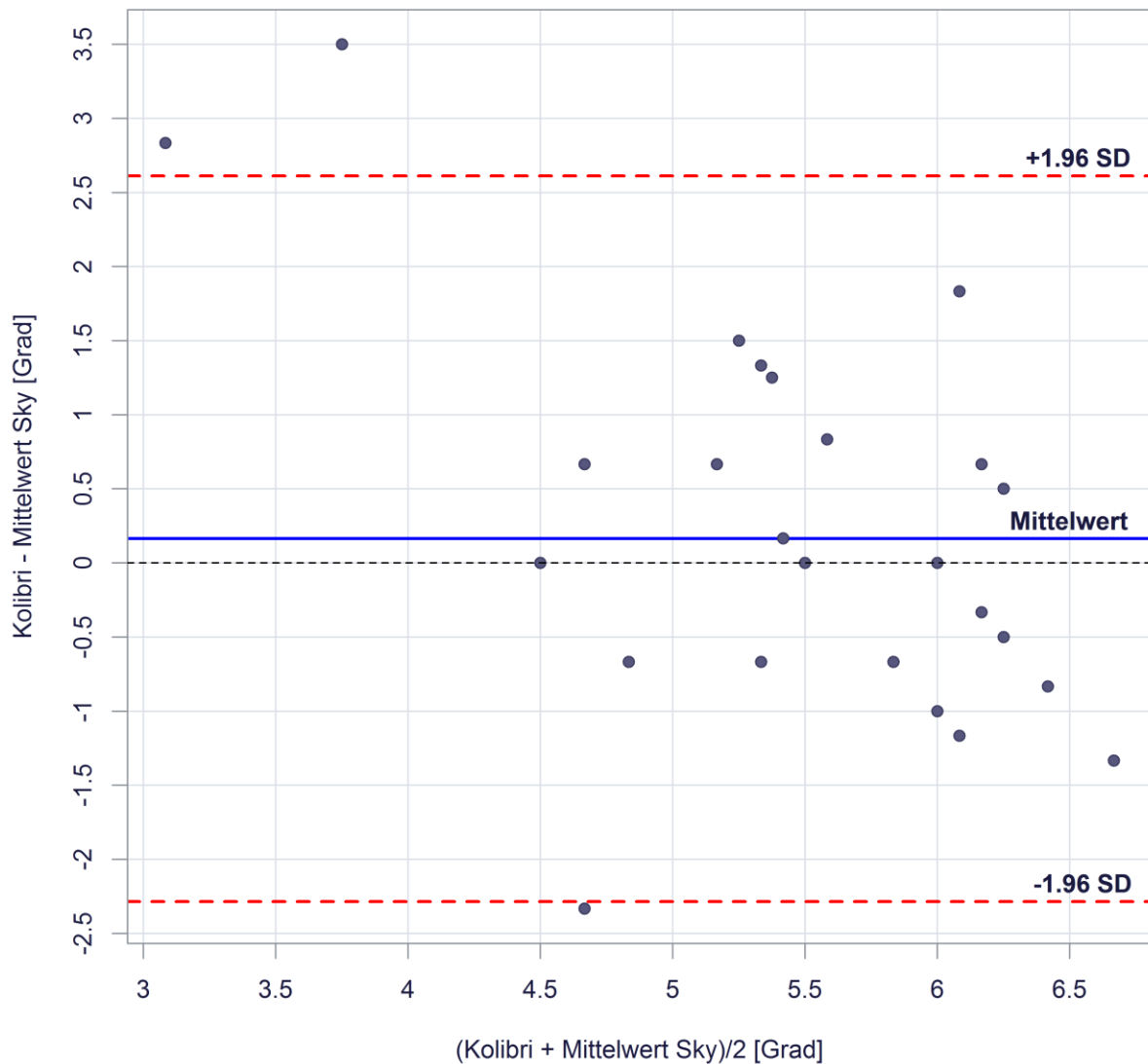


Abbildung 24: Bland-Altman-Plot für das sagittale Alignment am proximalen tibialen Schnittblock. Auf der x-Achse ist Mittelwert für beide Messmethoden abgebildet (= $(\text{Kolibri} + \text{Mittelwert Sky}) / 2$). Auf der y-Achse ist der Unterschied zwischen den erhobenen Messwerten beider Messmethoden als Differenz zwischen der Messung mit Kolibri® und dem Mittelwert der jeweils dreifach wiederholten Messung mit VectorVision sky® angegeben (= $\text{Kolibri} - \text{Sky}$). Zusätzlich sind die mittlere Messabweichung („Mittelwert“) zwischen beiden Messmethoden sowie die 95%-Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“, Mittelwert $\pm 1,96$ SD) als horizontale Linien dargestellt.

3.10 Postoperative Komplikationen

In einem Fall trat am 9. postoperativen Tag eine Wunddehiszenz auf, die operativ revidiert werden musste. Sie wurde mittels Wunddebridement und einer sekundären Wundnaht versorgt.

Im Übrigen traten im engeren postoperativen Follow-up bei keinem der Studienteilnehmer weitere Komplikationen auf. Im Speziellen zeigten sich keine postoperativen Infektionen, keine Frakturen und keine tiefen Beinvenenthrombosen.

4 Diskussion

4.1 Allgemein: Trends in der Knieendoprothetik

In den letzten Jahren ist ein stetiger Anstieg der Anzahl der durchgeführten Knieendoprothesen-Erstimplantationen zu verzeichnen. Eine weitere Zunahme der Erstimplantationsrate ist auch in den nächsten Jahren zu erwarten: Kurtz et al. gehen von einer Steigerung der Erstimplantationen von Knieendoprothesen um 673% für die Vereinigten Staaten von Amerika (USA) von 2005 bis zum Jahre 2030 aus [44]. Auch in Deutschland setzt sich dieser Trend fort.

Wurden von der Bundesstelle für Qualitätssicherung (BQS) im Jahr 2003 noch ca. 90.000 implantierte Knieendoprothesen registriert, so stieg die Anzahl auf ca. 146.000 Erstimplantationen im Jahr 2008 [13, 14].

Die Barmer GEK schätzt in ihrem Report Krankenhaus 2010 die Zahl der jährlich durchgeführten Erstimplantationen von Knieendoprothesen nach Hochrechnung der Daten der ehemaligen GEK (Gmünder Ersatzkasse) auf die deutsche Bevölkerung auf ca. 175.000 im Jahr 2009. Dabei werden bei den Frauen mit rund 110.000 Fällen deutlich mehr Knieendoprothesenimplantationen durchgeführt als bei den Männern mit rund 60.000 Fällen [6].

Die zu erwartende weitere steigende Anzahl an Erstimplantationen von Knieendoprothesen sowie die längere Lebenserwartung der Bevölkerung korreliert mit einer steigenden Zahl an Revisionsoperationen: Von 2003 bis 2009 nahm die Anzahl an durchgeführten Erstimplantationen in Deutschland um 43% zu: von 14,0 auf 20,0 pro 10.000 VJ (Versicherungsjahre). Damit einhergehend erhöhte sich die Zahl der durchgeführten Revisionsoperationen bei Knieendoprothesen von 2003 bis 2009 um 117 %: von 1,18 auf 2,56 pro 10.000 VJ [6].

Pabinger et al. fanden in einer vergleichenden Studie zur Angabe der Höhe von Revisionsraten nach Knieendoprothesenimplantationen bei klinischen Studien vs. den Angaben in Endoprothesen-Registern keine signifikanten Unterschiede in den Angaben für Revisionsraten. Die Literaturrecherche erfolgte im Zeitraum von 2006 bis 2010. Als Endoprothesen-Register wurden u.a. das Schwedische Knieendoprothesen-Register sowie das Nationale Dänische Gelenkersatz-Register herangezogen. Die Auswertungen der Registerdaten zeigten durchschnittliche

Revisionsraten von 6,2 % (Range: 4,9 - 7,8%) bei Knieendoprothesenimplantationen im Beobachtungszeitraum von 10 Jahren [60].

Bei steigender Lebenserwartung der Bevölkerung bei gleichzeitig zunehmender Morbidität sowie dem Absinken des Patientenalters bei der Primäroperation kommt der Langlebigkeit bzw. der Standzeit der implantierten Knieendoprothesen eine immer größere Bedeutung zu [60].

In mehreren Studien konnte gezeigt werden, dass aseptische Lockerung, Instabilität und Infektionen zu den häufigsten Ursachen für notwendige Revisionsoperationen nach Knieendoprothesenimplantationen zählen [64, 77]. Sie stellen damit einen limitierenden Faktor für die Standzeit der Endoprothesen dar. Das postoperative Malalignment der mechanischen Beinachse ist eine der Hauptursachen für eine verfrühte aseptische Komponentenlockerung aufgrund eines erhöhten Polyethylen-Abriebs [64] und somit eine der Hauptursachen für Implantatversagen [21].

Eine postoperativ gerade mechanische Beinachse mit einer maximalen Abweichung von $\pm 3^\circ$ Varus/Valgus ist laut diversen Autoren mit einem besseren Ergebnis assoziiert [7, 48].

Daher stellt das Erreichen einer postoperativ (möglichst) geraden Beinachse eines der primären Ziele der Knieendoprothesenimplantation dar [64].

Im letzten Jahrzehnt hat die computerassistierte Chirurgie (CAS = Computer assisted surgery) mit der navigationsgestützten Endoprothesenimplantation Einzug in die Knieendoprothetik gehalten. In einer Umfrage von Bächli et al. unter deutschen Orthopäden und Unfallchirurgen für das Jahr 2002 gaben 30% der Kliniken an, die navigationsgestützte Knieendoprothetik anzuwenden. Von den in der Umfrage registrierten Knieendoprothesen wurden im untersuchten Zeitraum 13% navigationsgestützt implantiert [8]. In einer jüngeren Umfrage von Rath et al. an deutschen orthopädischen und unfallchirurgischen Kliniken für das Bezugsjahr 2008 gaben 60% der Kliniken an, navigationsgestützte Kniegelenksoperationen durchzuführen. Dabei wurden 29% der primären Knieendoprothesen navigationsgestützt implantiert [65].

Im Laufe der Zeit wurden verschiedene Navigationsmethoden entwickelt. Kernstück unserer Arbeit war der Vergleich der Messgenauigkeit der bekannten Standard-Navigation mit der neueren Methode der Pinless-Navigation. Wir wollten zeigen, dass

die Pinless-Methode bekannte Nachteile der Standard-Navigation beiseite lässt, ihr jedoch gleichzeitig in Bezug auf die Messgenauigkeit in nichts nachsteht.

4.2 Vor- und Nachteile der navigationsgestützten Knieendoprothesenimplantation gegenüber der konventionellen Technik

Zur Verdeutlichung soll im Vorfeld noch einmal auf die wesentlichen Vor- und Nachteile der navigationsgestützten Technik bei Knieendoprothesenimplantationen im Vergleich zur bisherigen konventionellen Operationstechnik eingegangen werden, bevor im Anschluss die Überleitung auf die Pinless-Methode erfolgt.

Der Vergleich der navigationsgestützten Knieendoprothesenimplantation mit der konventionellen Technik war und ist Kernstück verschiedener Studien [9, 64, 65]. Allerdings existieren zu diesem Thema bisher nur wenige größere Studien [33, 77].

4.2.1 Postoperatives Alignment

Verschiedene Autoren berichten von der Überlegenheit der navigationsgestützten Knieendoprothesenimplantation gegenüber der konventionellen Technik in Bezug auf das postoperativ erreichte Alignment der Beinachse sowie die korrekte Komponentenausrichtung [7, 52, 76, 77].

Mason et al. konnten in einer Metaanalyse von 29 Studien im Zeitraum zwischen 1990 und 2007 bezüglich der Komponentenplatzierung bei konventioneller Ausrichtung vs. navigationsgestützter Komponentenplatzierung von folgenden Ergebnissen berichten: Bezüglich der mechanischen Beinachse trat ein Malalignment $> 3^\circ$ in 9% in der Navigationsgruppe vs. 31,8% in der konventionellen Gruppe auf. In der Frontalebene war das Risiko einer Komponentenfehlplatzierung $> 3^\circ$ Abweichung von 90° sowohl tibial als auch femoral in der Navigationsgruppe deutlich reduziert: In der Navigationsgruppe trat ein Malalignment der Tibiakomponente bei 4,0% der Patienten auf, in der konventionellen Gruppe bei 11,1%. Für die Femurkomponente trat ein Malalignment bei 4,9% der Patienten in der Navigationsgruppe und bei 16,0%

der Patienten in der konventionell operierten Gruppe auf. Bezüglich der femoralen Flexion (Odds Ratio (OR) 0,13; 95% CI: 0,03-0,54) und dem tibialen Slope (OR 0,31; 95% CI: 0,16-0,61) fand sich in der Navigationsgruppe ein geringeres Risiko für ein Malalignment $> 2^\circ$ im Vergleich zur konventionellen Gruppe: Für die femorale Flexion bzw. den femoralen Slope trat ein Malalignment $> 2^\circ$ bei 21,7% in der Navigationsgruppe vs. 32,2% in der konventionellen Gruppe auf. Für den tibialen Slope fand sich ein Malalignment $> 2^\circ$ bei 10,8% in der Navigationsgruppe vs. 48,5% in der konventionellen Gruppe. Zusammenfassend konnte durch die navigationsgestützte Operationstechnik sowohl eine bessere Platzierung der Komponenten als auch ein besseres Alignment im Hinblick auf die mechanische Beinachse erreicht werden [52].

Bauwens et al. zeigten in einer Meta-Analyse von 33 Studien ein geringeres Risiko für das Auftreten eines ungünstigen postoperativen Alignments bei Patienten die navigationsgestützt operiert wurden im Vergleich zur konventionellen Technik: Das relative Risiko (RR) einer postoperativen Achsabweichung $> 3^\circ$ von der neutralen Beinachse war bei den Patienten, die navigationsgestützt operiert wurden deutlich niedriger als bei den Patienten, bei denen die konventionelle Operationstechnik angewandt wurde (RR 0,79; 95% CI: 0,71 bis 0,87) [9].

Jenny et al. führten eine Fall-Kontroll-Studie mit 570 Patienten durch, wobei jeweils 235 Patienten in der Navigationsgruppe mit 235 Patienten in der konventionell operierten Gruppe gematched wurden [33]. Die Studie zeigte eine Überlegenheit der navigationsgestützten Technik im Hinblick auf eine optimale Platzierung der femoralen sowie der tibialen Komponenten. Von den Autoren wurde als optimale Orientierung der Komponenten eine Achsabweichung $\leq 3^\circ$ vom angestrebten Winkel festgelegt. Eine als optimal postulierte Platzierung der Femurkomponente in der Frontalebene gelang bei 89% (209) in der Navigationsgruppe vs. 77% (181) in der konventionellen Gruppe. In der Sagittalebene war dies für die Femurkomponente bei 80% (187) in der Navigationsgruppe vs. 71% (168) in der konventionellen Gruppe der Fall. Für die Tibiakomponente gelang eine optimale Platzierung in der Frontalebene in 89% (209) in der Navigationsgruppe vs. 83% (194) in der konventionellen Gruppe. In der Sagittalebene waren dies bei 85% (199) in der Navigationsgruppe vs. 70% (165) in der konventionellen Gruppe der Fall.

In einer prospektiven Studie mit 1000 Patienten fanden Tingart et al. ein signifikant besseres Ergebnis für die postoperative Beinachse, wenn die Operation navigationsgestützt durchgeführt wurde im Vergleich zur konventionellen Gruppe [77]: In der Navigationsgruppe hatten 94,8% (474/500) eine postoperative Beinachse im Bereich von $\pm 3^\circ$ (Varus/Valgus) im Vergleich zur konventionellen Gruppe mit 74,4% (372/500). Zudem fand sich ein signifikant besseres Alignment der Komponenten in der Navigationsgruppe im Vergleich zur konventionellen Gruppe bezüglich der femoralen und tibialen Komponenten in der Frontalebene sowie der Femurkomponente in der Sagittalebene. In der Navigationsgruppe fand sich bei 96% (480/500) der Patienten ein Varus-/Valgusabweichung der Femurkomponente in der Frontalebene innerhalb des Grenzbereiches von $\pm 3^\circ$ verglichen mit 68% (341/500) in der konventionellen Gruppe. Die mittlere Abweichung von der neutralen Beinachse betrug $1,2^\circ$ ($\pm 1,1^\circ$, Range: 5° Valgus bis 5° Varus) in der Navigationsgruppe und $2,4^\circ$ ($\pm 2,0^\circ$, Range: 8° Valgus bis 9° Varus) in der konventionellen Gruppe ($p < 0,001$). In der Navigationsgruppe fanden sich bezüglich des Varus-/Valgus-Alignments der Tibiakomponente 95% der Patienten (477/500) innerhalb des Grenzbereiches von $\pm 3^\circ$ Abweichung im Vergleich zu 79% (395/500) in der konventionellen Gruppe. Die mittlere Abweichung von der neutralen Position lag bei $1,1^\circ$ ($1,1^\circ$ SD, Spannweite bzw. Range: von 5° Valgus bis 8° Varus) in der Navigationsgruppe und bei $2,0^\circ$ ($1,5^\circ$ SD, Range: 4° Valgus bis 6° Varus) in der konventionellen Gruppe ($p < 0,001$). In der Navigationsgruppe fand sich bezüglich des Flexions-/Extensionsalignments der Femurkomponente eine mittlere Abweichung von $5,9^\circ$ ($4,4^\circ$ SD, Range: 3° Extension bis 18° Flexion). In der konventionellen Gruppe zeigte sich eine mittlere Abweichung von $10,3^\circ$ ($3,3^\circ$ SD, Range: 3° Flexion bis 22° Flexion) ($p < 0,001$). Bezüglich des posterioren Slopes der Tibiakomponente ergab sich zwischen beiden Gruppen kein signifikanter Unterschied ($p = 0,071$): In der Navigationsgruppe zeigte sich ein mittlerer tibialer Slope von $2,8^\circ$ ($1,8^\circ$ SD, Range: -6° bis 12°), während er in der konventionellen Gruppe bei $3,6^\circ$ ($2,7^\circ$, Range: -10° bis 12°) lag [77].

4.2.2 Operationsdauer

In mehreren Studien konnte gezeigt werden, dass die Navigation im Vergleich zur konventionellen Knieprothesenimplantation zu einer Verlängerung der Operationsdauer führt [9, 48, 81].

Bauwens et al. fanden in ihrer bereits erwähnten Metaanalyse eine mittlere Verlängerung der Operationsdauer von 17 Minuten bzw. 23% bei einer mittleren Operationsdauer von 73 Minuten in der konventionell operierten Gruppe im Vergleich zu 90 Minuten in der Navigationsgruppe [9].

In einer Metaanalyse von 21 randomisierten, kontrollierten Studien zeigten Xie et al. eine signifikante Verlängerung der Operationsdauer um im Mittel 15 Minuten (SD 14,69; 95%CI: 11,74 bis 17,62; $p < 0,00001$) bei den navigationsgestützten Knieendoprothesenimplantationen im Vergleich zu konventionell implantierten Knieendoprothesen [81].

4.2.3 Komplikationen

Die konventionelle Knieendoprothesenimplantation ist eine gut etablierte Operation. In der Literatur werden Komplikationsraten von 5-8% beschrieben. Dabei kann es unter anderem zum Auftreten von Prothesenlockerung, Instabilität, Dislokation des Implantats, Infektionen, Frakturen oder auch thromboembolischen Ereignissen kommen [9, 76, 81].

Bezüglich der Häufigkeit des Auftretens von Komplikationen wie Infektionen oder thromboembolischen Ereignissen fand sich in folgenden Studien kein signifikanter Unterschied bei navigierten vs. konventionellen Knieendoprothesenimplantationen [9, 81]:

Bauwens et al. konnten bezüglich der Komplikationsraten zwischen den Navigations- und den konventionellen Gruppen keinen signifikanten Unterschied zeigen (RR 0,69; 95% CI: 0,44-1,08). Ebenso konnte bzgl. der Infektionsraten (RR 0,97; 95% CI: 0,33-2,85) und dem Auftreten thromboembolischen Ereignissen kein signifikanter Unterschied zwischen beiden Gruppen gezeigt werden (RR 0,64; 95% CI: 0,31-1,34) [9].

Xie et al. 2012 fanden in der bereits oben erwähnten Metaanalyse ebenfalls keinen signifikanten Unterschied bzgl. der Häufigkeit des Auftretens von postoperativen

Komplikationen bei navigierten (4,9%) und konventionellen Knieendoprothesenimplantationen (5,8%). Bei beiden Verfahren fanden sich Infektionen, Thrombosen sowie eine verzögerte Wundheilung als häufigste Komplikationen [81].

Bei Standard-Navigation kommt es durch die Notwendigkeit des Anbringens der Pins zu einem zusätzlichen Trauma. Dadurch besteht ein zusätzliches Risiko für Pin-assoziierte Komplikationen wie Frakturen oder Infektionen im Bereich der Pin-Bohrungen. Es existieren verschiedene Berichte zum Auftreten von Pin-assoziierten Infektionen oder Frakturen in der Literatur [10, 12]:

Bonutti et al. berichten in einem Case-Report über Patienten, bei denen nach navigierter Knieendoprothesenimplantation Pin-assoziierte Femurschaft-Frakturen auftraten: In einem Beobachtungszeitraum von 5 Monaten traten bei 2 von 70 Patienten, bei denen eine navigierte Knieendoprothesenimplantation durchgeführt wurde, Femurschaft-Frakturen auf [12].

Beldame et al. berichteten über eine Prävalenz von 1,3% (5/385) für Pin-assoziierte Frakturen: Sie untersuchten in einer retrospektiven Studie von 385 navigationsgestützten Knieendoprothesenimplantationen, die im Zeitraum von 2003 bis 2007 durchgeführt wurden, das Auftreten von Frakturen im Bereich der Pin-Bohrungen. Bei 5 von 385 operierten Patienten kam es zu solchen Frakturen. Als Risiko-Patienten wurden adipöse Patienten mit einer transkortikalen Anbringung der Pins in unteren Diaphysenbereich identifiziert [10]. Als ideale Positionierung der Tracker-Pins wurde vom Autor die bikortikale metaphyseale Anbringung postuliert [10]. Diese fand auch in unserer Studie Anwendung.

4.3 Pinless-Navigation

Zusammenfassend hat sich gezeigt, dass durch Zuhilfenahme von Navigationssystemen bei der Knieendoprothesenimplantation eine Verbesserung im Vergleich zur konventionellen Technik im Hinblick auf das postoperative Beinalignment sowie die angestrebte Komponentenausrichtung erreicht werden kann. Als Schwachstellen der Navigationstechnik werden vor allem die längere Operationsdauer sowie das Risiko für Pin-assoziierte Komplikationen aufgeführt.

Die neue Methode der Pinless-Navigation wurde mit dem Ziel entwickelt, die Vorteile der Navigationstechnik ohne deren Nachteile bei trotzdem gleicher Messgenauigkeit zu übernehmen. Durch Verwendung der Pinless-Navigation kann die Operationsdauer im Vergleich zur Standard-Navigationstechnik verkürzt werden. Zudem entfällt das Risiko für Pin-assoziierte Komplikationen wie Infektionen und Frakturen im Bereich der Pin-Bohrungen.

In unserer Studie verglichen wir zwei Messmethoden, die Pinless-Navigation und die Standard-Navigation, im Hinblick auf das Vorliegen einer Übereinstimmung. Ziel der vorliegenden Studie war zu zeigen, dass die Messwerte, die durch das Pinless-Navigationsverfahren Knee Express 2.5 (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) erhoben werden, in hohem Maße mit den Messwerten, die durch das etablierte Standard-Navigationsverfahren Knee 2.1 (Brainlab AG, 85622 Feldkirchen, Deutschland) erhoben werden, übereinstimmen. Untersucht wurde das femorale sowie das tibiale coronare und sagittale Alignment. Zusätzlich wurde die Pinless-Methode auf Ihre Reliabilität hin geprüft. Zudem sollte gezeigt werden, dass durch die Pinless-Navigation lediglich ein zu vernachlässigender zeitlicher Mehraufwand im Vergleich zur konventionellen Operationstechnik entsteht.

4.3.1 Diskussion der Ergebnisse

Bei den Messungen des coronaren Varus- und Valgus-Alignments am femoralen Schnittblock zeigten sich nur geringe Abweichungen zwischen den Werten, die mit der Standard-Navigation (Brainlab Knee 2.1, Kolibri®) und denen, die mit der Pinless-Version (Brainlab Knee Express 2.5, VectorVision sky®) erhoben wurden: Im durchgeführten Bland-Altman-Plot ergab sich eine mittlere Messabweichung bzw. Verzerrung von $-0,3^{\circ}$ (SD 1,2). Die 95% Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“) lagen bei $-2,7^{\circ}$ bis $2,1^{\circ}$ (s. Abschn. 3.9.1, Abb. 21). Die mittlere Messabweichung von $-0,3^{\circ}$ bedeutet, dass die mit der Pinless-Methode gemessenen Werte im Mittel um $0,3^{\circ}$ höher lagen als bei der Standard-Navigation. Der Betrag liegt jedoch nahe bei Null, daher ist dies nicht als systematische Abweichung zu werten. Bei der Verteilung der Messwerte um den Mittelwert zeigte sich eine Verteilung vor allem im linken oberen und rechten unteren Quadranten, bezogen auf den Mittelwert (s. Abb. 21). Dies zeigt eine etwas größere Streuung der durch die Pinless-Navigation erhobenen Werte bzw. höhere absolute Messwerte. Bei den „limits of agreement“ von $-2,7^{\circ}$ bis $2,1^{\circ}$ ist davon auszugehen, dass bei angenommener Normalverteilung der Messwerte 95% der Differenzen im Bereich von $-2,7^{\circ}$ bis $2,1^{\circ}$ liegen. Bei diesen Grenzen darf von einer guten Übereinstimmung der Pinless-Methode mit der Standard-Navigation ausgegangen werden.

Die Messwerte für den Flexionsgrad am femoralen Schnittblock zeigten nur geringe Abweichungen zwischen der Standard-Navigation und der Pinless-Navigation: Im durchgeführten Bland-Altman-Plot ergab sich eine mittlere Messabweichung bzw. Verzerrung von $0,2^{\circ}$ (SD 1,5). Die 95% Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“) lagen bei $-2,8^{\circ}$ bis $3,2^{\circ}$ (s. Abschn. 3.9.2, Abb. 22). Die mittlere Messabweichung von $0,2^{\circ}$ bedeutet, dass die mit der Pinless-Navigation gemessenen Werte im Mittel um $0,2^{\circ}$ niedriger lagen als bei der Standard-Navigation. Der Betrag liegt jedoch nahe bei Null, daher ist dies nicht zwangsweise als systematische Abweichung zu werten. Bei der Verteilung der Messpunkte zeigte sich regelmäßige Streuung um die mittlere Messabweichung (s. Abb. 22). Bei den „limits of agreement“ von $-2,8^{\circ}$ bis $3,2^{\circ}$ ist davon auszugehen, dass bei angenommener Normalverteilung der Messwerte 95% der Differenzen im Bereich von $-2,8^{\circ}$ bis $3,2^{\circ}$ liegen. Bei diesen Grenzen darf von einer guten Übereinstimmung der Pinless-Methode mit der Standard-Navigation ausgegangen werden.

Bezüglich des coronaren Varus-/Valgus- Alignments am tibialen Schnittblock zeigten sich nur geringe Abweichungen zwischen beiden Messmethoden: Im durchgeführten Bland-Altman-Plot ergab sich eine mittlere Messabweichung bzw. Verzerrung von $0,2^{\circ}$ (SD $0,7$). Die 95%-Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“) reichten von $-1,2^{\circ}$ bis $1,6^{\circ}$. (s. Abschn. 3.9.3, Abb. 23). Die mittlere Messabweichung von $0,2^{\circ}$ bedeutet, dass die mit der Pinless-Navigation gemessenen Werte im Mittel um $0,2^{\circ}$ niedriger lagen als bei der Standard-Navigation. Der Betrag liegt jedoch nahe bei Null, daher ist dies nicht zwangsweise als systematische Abweichung zu werten. Es zeigt sich eine regelmäßige Verteilung der Punkte um die mittlere Messabweichung (s. Abb. 23). Bei den „limits of agreement“ von $-1,2^{\circ}$ bis $1,6^{\circ}$ ist davon auszugehen, dass bei angenommener Normalverteilung der Messwerte 95% der Differenzen im Bereich von $-1,2^{\circ}$ bis $1,6^{\circ}$ liegen. Bei diesen Grenzen darf von einer guten Übereinstimmung der Pinless-Methode mit der Standard-Navigation ausgegangen werden.

Bei den Messungen des tibialen Slopes zeigten sich ebenfalls nur geringe Abweichungen zwischen den mit der Standard-Navigation und den mit der Pinless-Version erhobenen Messwerten: Im durchgeführten Bland-Altman-Plot ergab sich eine mittlere Messabweichung bzw. Verzerrung von $0,2^{\circ}$ (SD $1,2$). Die 95%-Übereinstimmungsgrenzen („limits of agreement“) reichten von $-2,3^{\circ}$ bis $2,6^{\circ}$ (s. Abschn. 3.9.4, Abb. 24). Die mittlere Messabweichung von $0,2^{\circ}$ bedeutet, dass die mit der Pinless-Navigation gemessenen Werte im Mittel um $0,2^{\circ}$ niedriger lagen als bei der Standard-Navigation. Der Betrag liegt jedoch nahe bei Null, daher ist dies nicht zwangsweise als systematische Abweichung zu werten. Es zeigt sich eine regelmäßige Verteilung der Punkte um die mittlere Messabweichung (s. Abb. 24). Bei den „limits of agreement“ von $-2,3^{\circ}$ bis $2,6^{\circ}$ ist davon auszugehen, dass bei angenommener Normalverteilung der Messwerte 95% der Differenzen im Bereich von $-2,3^{\circ}$ bis $2,6^{\circ}$ liegen. Bei diesen Grenzen darf von einer guten Übereinstimmung der Pinless-Methode mit der Standard-Navigation ausgegangen werden.

In den Bland-Altman-Diagrammen für das femorale Varus-/Valgus-Alignment, die femorale Flexion, das tibiale Varus-/Valgus-Alignment sowie den tibialen Slope zeigten sich bei allen Patienten maximal geringe Messabweichungen zwischen den beiden Messmethoden Kolibri® und VectorVision sky®. Damit können wir bei allen Patienten sowohl für das femorale Varus-/Valgus-Alignment und die femorale Flexion, als auch für das tibiale Varus-/Valgus-Alignment und den tibialen Slope von

einer Übereinstimmung der beiden Messmethoden (Standard-Navigation und Pinless-Navigation) ausgehen.

Auf die mit der Standard-Navigation und der Pinless-Navigation erhobenen Mittelwerte für das coronare und sagittale Alignment am distalen femoralen Schnittblock sowie am proximalen tibialen Schnittblock wurde jeweils der Student's t-Test angewandt. Alle ermittelten p-Werte lagen $>0,05$. Somit war kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Messmethoden nachweisbar. Dies bekräftigt die im Bland-Altman-Plot erhaltenen Ergebnisse einer Übereinstimmung der beiden Messmethoden für das untersuchte coronare und sagittale Alignment am distalen femoralen sowie am proximalen tibialen Schnittblock.

Die Untersuchung der Reliabilität bzw. Zuverlässigkeit der mit der Pinless-Methode erhaltenen Messwerte erfolgte mit Hilfe des ICC auf Grundlage der jeweils dreimal wiederholten Pinless-Messungen. Die Bewertung des ICC wurde anhand der in Abschn. 2.7 vorgestellten Einteilung vorgenommen (s. Tab. 2). Für die Messwerte des femoralen coronaren Alignments ergab sich ein ICC von 0,86 und für die Messwerte des femoralen sagittalen Alignments ein ICC von 0,94. Beide entsprechen einer ausgezeichneten Reliabilität. Bezüglich der Messungen des tibialen coronaren Alignments ergab sich ein ICC von 0,70. Dies entspricht einer guten Reliabilität. Der ICC für die Messungen des tibialen sagittalen Alignments betrug 0,85. Dies entspricht wiederum einer ausgezeichneten Reliabilität. Insgesamt zeigte sich bei allen Messungen der Pinless-Methode somit eine gute bis ausgezeichnete Reliabilität der durch die jeweils dreifach wiederholten Pinless-Messungen erhaltenen Messwerte. Dies unterstreicht die Verlässlichkeit der Pinless-Methode.

4.3.2 Mögliche Fehlerquellen und Ursachen für Messabweichungen

Für Messunterschiede zwischen den beiden Messmethoden sind verschiedene Ursachen denkbar. Zum einen kann es bei ein und demselben Untersucher zu fehlerhaften Unterschieden in den wiederholten Messungen kommen, hierbei handelt es sich um den sogenannten Intra-Observer Error, zum anderen kann es bei mehr als einem Untersucher zu Messfehlern kommen, dies würde als Inter-Observer Error bezeichnet [82]. Diese sind beide nicht zu vermeiden, es gilt daher durch einen bestmöglich standardisierten Messablauf diese auf ein Mindestmaß zu reduzieren:

Yau et al. 2007 untersuchten in einer Kadaverstudie an 5 „fresh frozen“ Kadaver-Kniegelenken die Auswirkung möglicher Interobserver-Error bei der Aufnahme anatomischer Landmarken während des Registrierungsprozesses für die navigationsgestützte Knieendoprothesenimplantation. Es zeigten sich signifikante Interobserver-Error für die Mehrzahl der registrierten Landmarken: Für die Erhebung der mechanischen Femurachse konnten maximale Fehler von $0,7^\circ$ in der coronaren und $1,4^\circ$ in der sagittalen Ebene detektiert werden. Bei der mechanischen Tibiaachse lagen die maximalen Fehler bei $1,3^\circ$ in der coronaren und 2° in der sagittalen Ebene [82].

Ebenso sind mögliche Fehler der Navigationssysteme zu berücksichtigen [47, 62].

Pitto et al. entwickelten in einer in vitro Studie eine Methode zur Beurteilung der Messgenauigkeit eines bildfreien Navigationssystems für die Knieendoprothesenimplantation im Hinblick auf das anatomische Beinalignment. Die Untersuchungen wurden an einem Phantommodell des Kniegelenkes durchgeführt und sowohl für ein neutrales Alignment der Beinachse (entsprechend 0° Abweichung) als auch für Abweichungen der Tibia und des Femur von jeweils 5° und 10° in Varus-/Valgus-Abweichung sowie in Flexion und Extension getestet. Ebenso erfolgten Messungen bei äußerer und innerer Rotation von Femur und Tibia von jeweils 10° . Es erfolgte jeweils eine Messreihe mit einem digitalen Koordinatenmessgerät, dem sogenannten FARO-Arm (FARO-Arm, S06/Rev22, FARO Technologies Inc., Lake Mary, Florida), und eine Messreihe mit einem bildfreien Navigationssystem (Ci-CAS, DePuy International, Leeds, United Kingdom). Als mittlere Fehler wurde die Differenz der jeweils durch die beiden Messmethoden gemessenen Winkel (Ci-CAS vs. FARO-Arm) definiert. In den Durchläufen mit simuliertem neutralem Alignment lag der mittlere Fehler des Navigationssystems

innerhalb von $0,5^\circ$. Bei den simulierten Malalignment-Situationen lag der mittlere Fehler innerhalb von 1° . Der Pitto et al. gehen von einer gegebenen Messgenauigkeit des bildfreien Navigationssystems aus [62].

Lopomo et al. untersuchten in einer in vitro-Studie an 8 Kadaver-Hüftgelenken die Schätzungsgenauigkeit eines Navigationssystems, das jeweils in verschiedenen funktionellen Variationen getestet wurde, bezüglich der Lokalisation des Hüftgelenkzentrums. Die mit dem Navigationssystem geschätzten Ergebnisse wurden mit dem anatomischen Hüftgelenkzentrum (= Zentrum des Femurkopfes) verglichen. Es fand sich für die genaueste Variante eine mittlere Differenz zum Hüftkopfzentrum von 1,6 mm (SD: 2,7). Eine Messabweichung von $< 2\text{mm}$ zum anatomischen Hüftkopfzentrum entsprach dabei einer mittleren Messabweichung des Navigationssystems von $< 1,7^\circ$ von der mechanischen Femurachse [47].

Zudem ist bei der Pinless-Methode die Distanz zwischen dem Femurkopf und dem auf den Femurschnittblock angebrachten Pinless-Adapter größer als die Distanz zwischen dem Femurkopf und dem in der Metaphyse platziertem Pin bei der Standard-Navigation. Dies korrespondiert evtl. mit Messabweichungen zwischen der Pinless-Methode und der Standard-Navigation.

Zusätzlich kann es durch unterschiedliche Marker-Detektion durch die Infrarot-Kamera zu fehlerhaften Messabweichungen kommen. Auch die Lokalisation der Kamera und die Lokalisation der Marker in Relation zur Kamera können hierauf Einfluss nehmen [25].

Insgesamt sind verschiedene Faktoren, die Einfluss auf die Qualität der Messergebnisse nehmen, beschrieben. In welchem Umfang sich diese jeweils auf die Qualität der Messergebnisse auswirken, ist letztendlich schwierig zu beurteilen.

4.3.3 Beurteilung des erreichten postoperativen Alignments

Im radiologischen Follow-up zeigte sich in unserer Studie bei allen 29 Patienten eine postoperative Beinachse im Bereich von $\leq 3^\circ$ Abweichung von der Neutralen. Der angestrebte Zielbereich für die postoperative mechanische Beinachse wurde bei allen Patienten erreicht. Es fanden sich keine Ausreißer $> 3^\circ$. Es ist darauf hinzuweisen, dass die Planung und Ausführung der Schnitte mit Unterstützung des Standard-Navigationsverfahrens erfolgte. Mit der Pinless-Methode erfolgten lediglich die wiederholten Nachmessungen im Rahmen der vorliegenden Studie.

Nachdem wir die Übereinstimmung der beiden Messmethoden bezüglich ihrer Messgenauigkeit für das untersuchte coronare und sagittale Alignment am distalen femoralen sowie am proximalen tibialen Schnittblock nachweisen konnten, ist davon auszugehen, dass die unter Verwendung der Standard-Navigation erhaltenen Ergebnisse für die postoperativ erreichte mechanische Beinachse auch bei Verwendung der Pinless-Methode erreicht worden wären. Zudem dürfen wir annehmen, dass die oben bereits diskutierte Überlegenheit der navigationsgestützten Knieendoprothesenimplantation gegenüber der konventionellen Technik in Bezug auf das postoperativ erreichte Alignment der Beinachse sowie die korrekte Komponentenausrichtung [7, 52, 76, 77] folglich ebenso auf die Pinless-Methode zutrifft.

Es existieren bereits Studien die diese Vermutung bekräftigen:

Chen et al. zeigten in einer prospektiven nicht randomisierten Studie mit 200 Patienten, bei der je 100 Patienten mit Unterstützung eines Pinless-Navigationssystems und 100 Patienten mit konventionellen Ausrichtsystemen operiert wurden, dass sich in der Pinless-Gruppe postoperativ signifikant weniger Patienten mit einer Abweichung $> 3^\circ$ von der neutralen Beinachse fanden als in der konventionell operierten Kontrollgruppe (10/100 vs. 26/100, $p=0.005$). Im Zielbereich von $\leq 3^\circ$ lagen 90% der Patienten der Pinless-Gruppe (90/100) und 84% der Patienten der Kontroll-Gruppe (84/100) [18].

Maderbacher et al. konnten diese Ergebnisse bestätigen. Sie fanden in einer prospektiven randomisierten Studie zur Pinless-Navigation eine Überlegenheit der Pinless-Navigation im Vergleich zur konventionellen Operationstechnik im Bezug auf das postoperativ erreichte Alignment der Beinachse. 80 Patienten wurden randomisiert einer Pinless-Gruppe oder einer konventionell operierten Gruppe

zugeteilt. In der Pinless-Gruppe fanden sich postoperativ signifikant weniger Patienten mit einem Malalignment $> 3^\circ$ Abweichung von der neutralen Beinachse im Vergleich zur konventionellen Gruppe (2/40 vs. 10/40 Patienten, $p=0,025$). Im Zielbereich von $\leq 3^\circ$ fanden sich 95% der Patienten der Pinless-Gruppe (38/40) und 75% der Patienten der Kontrollgruppe (30/ 40) [51].

4.3.4 Beurteilung der Operationsdauer

Ein Ziel bei der Entwicklung der Pinless-Navigation war, durch reduzierte Arbeitsschritte Zeit im Vergleich zur Standardnavigation einzusparen. Die Verlängerung der Operationszeit durch navigationsgestützte Techniken im Vergleich zur konventionellen Operationstechnik der Knieendoprothesenimplantation ist bekannt und wurde zu Beginn bereits diskutiert [9, 48, 81]. Xie et al. geben in Ihrer bereits erwähnten Metaanalyse eine Verlängerung der Operationsdauer durch navigationsgestützte Operationstechniken um im Mittel 15 Minuten an [81]. In unserer Studie wurde durch Anwendung der Pinless-Methode eine durchschnittliche Verlängerung der Operationsdauer um weniger als 2 Minuten verursacht.

Die kürzere Operationsdauer liegt im reduzierten Verfahrensaufwand bei der Pinless-Navigation begründet: Im Vergleich zur Standard-Navigation ist zur Ausrichtung der Schnittblöcke kein Anbringen von Steinmann-Pins in Tibia und Femur notwendig.

Zusätzlich kommt bei der Pinless-Navigation ein, im Vergleich zum Verfahren bei der Standardnavigation, reduzierter Registrierungsprozess zur Anwendung: Am Femur wird das Zentrum des Femurkopfes mittels Circumduktion bestimmt, des weiteren werden noch das distale Femurzentrum sowie die Whiteside-Linie für das Rotationsalignment mit dem Pointer erfasst bestimmt. An der Tibia werden lediglich der mediale und laterale Malleolus, das proximale Tibiaplateau und die tibiale a.p.-Achse benötigt.

Von einer gewissen Abhängigkeit der Operationszeit durch die Lernkurve des Operationsteams wird ausgegangen.

Es konnte gezeigt werden, dass die Operationsdauer durch die Verwendung der Pinless-Navigation im Vergleich zur Standard-Navigation deutlich reduziert werden konnte. Wir nahmen an, dass dieses Ergebnis auch auf Operationen, die mit Hilfe der Pinless-Methode durchgeführt werden, übertragbar ist. Wir gehen daher von einem

zusätzlichen Zeitaufwand für die Pinless-Navigation gemäß unseren Ergebnissen von unter 2 Minuten aus. Diese zusätzliche Operationsdauer scheint aus unserer Sicht vernachlässigbar und stellte keinen wesentlichen Nachteil im Vergleich zur konventionellen nicht-navigierten Operationstechnik dar.

Chen et al. konnten diese Vermutung in Ihrer oben bereits erwähnten Studie bestätigen: Sie fanden keinen signifikanten Unterschied zwischen der Pinless-Gruppe und der konventionell operierten Kontroll-Gruppe bzgl. der Operationsdauer. Die Operationsdauer war bei der Pinless-Gruppe mit im Mittel 77 Minuten (± 14) ein wenig länger als bei der Kontrollgruppe mit 72 Minuten (± 15), jedoch war der Unterschied nicht signifikant zum gewählten Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ [18].

Im Gegensatz zu unserer Hypothese fanden Maderbacher et al. in einer Folgestudie zur Pinless-Navigation vs. der konventionellen Operationstechnik eine signifikante Verlängerung der Operationsdauer in der Pinless-Gruppe im Vergleich zur konventionellen Gruppe von ca. 11 Minuten (75,6 vs. 64,5 Minuten; $p < 0,001$) [51]. In der Studie von Maderbacher et al. wurde ein leicht modifiziertes Pinless-Verfahren angewendet, bei dem zusätzlich zur Bestimmung der Schnittblockausrichtung ebenfalls eine Möglichkeit zur Bestimmung der Schnittebene mit Hilfe eines Ebenen-Adapters möglich war. Zeigten sich Abweichungen in der Schnittblockausrichtung mussten der Prozess wiederholt und die Schnittblöcke neu ausgerichtet werden. Dabei handelt es sich um eine sehr zeitaufwendige Prozedur. Fanden sich beim Nachmessen der Schnittblockebene Abweichungen musste auch hier der Prozess wiederholt werden. Dies war ebenfalls mit zusätzlichem Zeitaufwand verbunden. Die beschriebenen Revisionen waren sehr zeitaufwändig und können als Erklärung für die signifikante Verlängerung der Operationsdauer bei Maderbacher et al. dienen. Chen et al. führten keine Prüfung der Resektionsebene durch. Sie fanden keine Verlängerung der Operationszeit durch Anwendung der Pinless-Navigation. Bei Chen lagen 10% der Patienten der Pinless-Gruppe außerhalb des Zielbereiches, wohingegen bei Maderbacher et al nur 5% der Patienten $> 3^\circ$ von der neutralen Beinachse abwichen [18, 51]. Inwiefern weitere Modifikationen zur Verbesserung der Pinless-Navigation führen können ist weiter zu untersuchen.

4.3.5 Komplikationen

In unserer Studie lässt sich bezüglich des Auftretens von Komplikationen über folgende Ereignisse berichten: Bei einer Patientin musste die Navigation aufgrund einer Lockerung der Array-Pins abgebrochen werden. Bis auf diesen Fall verliefen die Operationen komplikationslos. Bei einem Patienten wurde am neunten Tag nach der Operation eine Revision bei Wunddehiszenz notwendig. Diese wurde mittels Wunddebridement und sekundärer Wundnaht versorgt. Mögliche Komplikationen wie Infektionen, Frakturen, Thrombosen oder Komplikationen anderer Art traten nicht auf. Bezüglich der Häufigkeit des Auftretens von Komplikationen wie Infektionen oder thromboembolischen Ereignissen fand sich in den zu Beginn diskutierten Studien kein signifikanter Unterschied bei navigierten vs. konventionellen Knieendoprothesenimplantationen [9, 81].

Bei Standard-Navigationsverfahren kommt es durch die Notwendigkeit des Anbringens der Pins zu einem zusätzlichen Trauma. Dadurch besteht ein zusätzliches Risiko für Pin-assoziierte Komplikationen wie Frakturen oder Infektionen im Bereich der Pin-Bohrungen. Es existieren verschiedene Berichte zum Auftreten Pin-assoziiierter Infektionen oder Frakturen in der Literatur [10, 12]. Zur Vermeidung von Pin-assoziierten Komplikationen wird die bikortikale metaphyseale Anbringung als ideale Positionierung der Pins postuliert [10]. Diese fand auch in unserer Studie Anwendung.

Bei Pinless-Methode ist kein Anbringen von Steinmann-Pins nötig. Folgerichtig entfallen mögliche Pin-assoziierte Komplikationen wie Infektionen und Frakturen im Bereich der Pin-Bohrungen. Das niedrige Komplikationsrisiko der Pinless-Navigation im Vergleich zur Standard-Navigation stellt einen weiteren Vorteil der Pinless-Methode dar.

4.3.6 Schwachstellen der Pinless-Navigation

Eine möglichst adäquate Weichteilbalancierung (sog. Gap-Balancing) wird als einer der Faktoren, die die Funktion und Standzeit einer Knieendoprothese beeinflussen, beschrieben. Zur Beurteilung einer guten Weichteilbalancierung kann der Grad der Symmetrie des medialen und lateralen Gelenkspaltes bzw. des Extensions- und Flexionsspalt herangezogen werden [1].

Im Verlauf der Geschichte der Knieendoprothetik wurden diverse Operationsmethoden zum Erreichen einer möglichst präzisen Weichteilbalancierung entwickelt [1, 4, 15, 23, 26, 31, 32, 39, 57, 72, 80].

Aunan et al. gehen davon aus, dass aktuell die intraoperativ als geeignet empfundene Weichteilspannung vom Operateur aufgrund eines Mangels von geeigneten Messtechniken vielmehr abgeschätzt als gemessen wird. Sie entwickelten daher eine neue Methode zur intraoperativen Weichteilbalancierung. Bei 70 von 100 Patienten, die eine Knieendoprothese erhielten, wurde eine Weichteilbalancierung mittels einer neuen Methode, die auf dem kurzzeitigen Einbringen von Spateln verschiedener Dicke zur Messung des medialen und lateralen condylären Spaltes basiert, durchgeführt [1].

Fitz et al. entwickelten eine abgewandelte Operationstechnik für die Weichteilbalancierung bei kreuzbanderhaltenden Knieendoprothesenimplantationen, bei der die distale und posteriore mediale Femurkondyle näher am anatomischen Vorbild rekonstruiert wird unter gleichzeitigem Erhalt des hinteren Kreuzbandes. In ihrer Studie wurden 10 Patienten mittels der neuen Technik operiert. Diese wurden mit einer Kontrollgruppe aus 9 Patienten, die eine konventionelle Weichteilbalancierung bei der Operation erhalten hatten, im Hinblick auf den Grad der Abweichung von der als normal vorausgesetzten Kinematik eines Kniegelenkes verglichen. Zwischen den beiden Gruppen fanden sich Unterschiede für die tibiale Innenrotation in Flexion (3,5° tibiale Innenrotation in Flexion bei der neu entwickelten Technik) sowie für das Zurückroll-Gleiten der lateralen Femurkondyle in Relation zur medialen Femurkondyle in Flexion (2,7 mm Zurückrollen bei der neu entwickelten Technik). Bezüglich der kondylären Abhebens zeigten sich keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen [23]. Als Ausblick gaben die Verfasser das eventuell bestehende Potential ihrer Technik, eine natürlichere postoperative Knie-Kinematik zu erzielen, an.

Baier et al. konnten diese Ergebnisse bestätigen. Sie stellten in einer prospektiven Studie mit 40 Patienten eine neue modifizierte Methode zur teilweise navigierten Weichteilbalancierung (sog. „Gap-Balancing“) vor. 21 Patienten erhielten eine konventionell navigierte TKA, 19 Patienten die modifizierte Version. Es zeigte sich eine Verbesserung der postoperativen Kniekinematik hin zur physiologischen Kinematik mit tibialer Innenrotation bei Flexion kombiniert mit Zurückroll-Gleiten der lateralen Femurkondyle [4].

Bei der in der vorliegenden Studie angewandten Pinless-Navigation fehlt es bisher an einer Möglichkeit zur präzisen Weichteilbalancierung. Dies stellt eine der Schwachstellen der Messmethode da. Eventuelle Abänderungen der Operationsmethode könnten an diesem Punkt in Zukunft ansetzen.

Weitere Nachteile der vorgestellten Pinless-Methode im Vergleich zur Standard-Navigation liegen in der primären Ausrichtung der Schnittblöcke:

Bei der Pinless-Version ist erst nach dem Anbringen der Referenzmarker auf den Schnittblöcken eine Berechnung der Platzierung der Schnittblöcke und der durchzuführenden Knochenschnitte möglich. Die Bewertung der Platzierung der Schnittblöcke mit dem Navigationssystem ist also erst nach Anbringen der Referenzmarker auf den Schnittblöcken und Einspeisung der anatomischen Landmarken mittels Abnahme durch den Infrarot-Pointer möglich. Größere Korrekturen erfordern eine erneutes Anbringen der Schnittblöcke und die Wiederholung des beschriebenen Prozesses, was mit einem zusätzlichen Zeitaufwand verbunden ist. Bei der Standard-Navigation hingegen ist die Berechnung der Schnittblockausrichtung durch die auf die Pins aufgebrachten Marker-Arrays in Echtzeit möglich.

An diesem Punkt könnten Modifikationen des Operationsinstrumentariums ansetzen um das Procedere im Fall von notwendigen Korrekturen bezüglich der Schnittblockausrichtung zu vereinfachen. Es existieren z.B. bereits Varus/Valgus-Schnittblöcke, die eine Korrektur von 2° ermöglichen und somit für Abweichungen in diesem Rahmen eine erneute Ausrichtung der Schnittblöcke unnötig machen. In diesem Fall wären nur für höhere Abweichungen entsprechende Korrekturen nötig.

Bei der vorgestellten Pinless-Methode können die distale femorale Resektion (Varus/Valgus und Flexion) sowie die proximale tibiale Resektion (Varus/Valgus und Slope) berechnet werden. Eine Messung der Rotation der Femurkomponente wie

bei der Standard-Navigation ist im Rahmen der Pinless-Methode nicht möglich. Hier müssen konventionelle Ausrichtungsverfahren entsprechend der Whiteside-Linie (a.p.-Achse des Femur), der transepicondylären Linie, der posterioren Kondylenlinie oder auch bandspannungsadaptierte Verfahren Anwendung finden [1].

Bei der Pinless-Methode ist die Berechnung der distalen femoralen Resektion (Varus/Valgus und Flexion) sowie der proximalen tibialen Resektion (Varus/Valgus und Slope) nur separat möglich. Es ist keine intraoperative Echtzeitmessung der Beinachse wie bei der Standardnavigation möglich.

Bezüglich der entstehenden Kosten bei Verwendung der Pinless-Navigation ergibt sich kein Nachteil im Vergleich zur Standard-Navigation. Navigationsgestützte Knieendoprothesenimplantationen sind im Vergleich zur konventionellen Operationstechnik zunächst mit Zusatzkosten verbunden [17]. Dies beruht u.a. auf einem zeitlichen Mehraufwand bei der Operation und die damit verbundenen Personalkosten. Bei der Pinless-Navigation unter Idealbedingungen können durch einen geringeren zeitlichen Mehraufwand bei der Operation weniger Kosten im Vergleich zur Standard-Navigation anfallen. Weitere Kosten bei der Verwendung navigationsgestützter Operationstechniken fallen im Rahmen der Anschaffung sowie als Betriebskosten (Wartungskosten, Kosten für Verbrauchsmaterial, Software-Updates) an. Diesbezüglich zeigt sich kein deutlicher Unterschied zwischen Pinless- und Standard-Navigation. Insgesamt hängt die Höhe der entstehenden Zusatzkosten bei Verwendung navigationsgestützter Operationstechniken mit der Zahl der jährlich navigiert implantierten Knieendoprothesen sowie von der Verlängerung der Operationszeit ab. Cerha et al. empfehlen in Ihrer Kostenanalyse zur Navigation in der Knieendoprothetik die Verwendung der Navigation daher erst ab einem Operationsvolumen von > 50 navigierten Knieendoprothesen/Jahr. Sie geben die Zusatzkosten für eine navigiert implantierte Knieendoprothese je nach Navigationssystem mit ca. 300-395 Euro/Operation an (am Beispiel von einem Operationsvolumen von 100 navigierten Knieendoprothesen/Jahr und einer durchschnittlichen Operationsverlängerung von 14 min) [17]. Diese Zusatzkosten sind im DRG-Abrechnungssystem bisher nicht abgebildet. Dies führt dazu, dass die Navigation aktuell eher nur in spezialisierten Zentren mit einem entsprechend großen Operationsvolumen eingesetzt wird.

Sollte sich langfristig herausstellen, dass navigiert implantierte Knieendoprothesen eine längere Standzeit haben als konventionell implantierte Knieendoprothesen, würde sich das Kosten-Nutzen-Verhältnis zugunsten der Navigationstechnik verschieben.

Prinzipiell sind unsere gewonnenen Ergebnisse für die Werte der gemessenen radiologischen postoperativen Beinachse sowie der allgemeinen postoperativen Achsverhältnisse nicht direkt auf die Pinless-Navigation zurückzuführen, da die Planung und Durchführung der Knochenschnitte und letztendliche Implantation der Endoprothese anhand der Standard-Navigation durchgeführt wurden und die Daten für unsere Pinless-Methode erst nach Durchführung der Knochenschnitte mittels Standard-Navigation erhoben wurden. Allerdings konnten wir in unserer Studie zeigen, dass zwischen der Pinless-Navigation und der Standard-Navigation bezüglich der intraoperativ erhobenen Messwerte keine Messunterschiede bestanden bzw. sie in so hohem Maße übereinstimmten, dass wir annehmen können, dass sich auch bei einer Implantation der Komponenten nach der Pinless-Methode entsprechende Ergebnisse für die postoperativen Beinachse bzw. die Achsverhältnisse gezeigt hätten.

4.4 Ausblick

In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass die vorgestellte neue Pinless-Methode zur navigationsgestützten Knieendoprothesenimplantation bezüglich der Messgenauigkeit eine hohe Übereinstimmung mit der Standard-Navigationstechnik liefert. Zudem fand sich in den Untersuchungen eine gute bis ausgezeichnete Reliabilität der wiederholten Pinless-Messungen. Die Pinless-Methode stellt somit eine Operationstechnik da, bei der es gelingt, die Vorteile der Navigationstechnik im Vergleich zur konventionellen Knieendoprothesen-Navigation zu nutzen ohne deren Nachteile zu übernehmen. Wir konnten zeigen, dass die Pinless-Navigation bereit für den Einsatz im Klinikalltag ist. Nachteile der Pinless-Technik sind die intraoperativ noch nicht routinemässig integrierbare Weichteilbalancierung sowie die schwierige und zeitaufwändige Modifizierung der Schnittblockplatzierung. Um die Anwendbarkeit der Pinless-Methode weiter kritisch zu evaluieren sind zusätzliche Untersuchungen im Rahmen von prospektiven Studien nötig.

5 Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie konnte die Übereinstimmung zwischen der Pinless-Methode mit der Standard-Navigation im Hinblick auf ihre Messgenauigkeit nachgewiesen werden. Zudem fand sich in den Untersuchungen eine gute bis ausgezeichnete Reliabilität der wiederholten Pinless-Messungen. Es ist davon auszugehen, dass durch die Anwendung der Pinless-Navigation im Klinikalltag die Vorteile der Standard-Navigation gegenüber der konventionellen Operationstechnik der Knieendoprothesenimplantation genutzt werden können, ohne dabei die Nachteile der Standard-Navigation in Kauf nehmen zu müssen. Durch navigationsgestützte Operationstechniken wird ein präziseres postoperatives Alignment in Bezug auf die postoperative Beinachse sowie die korrekte Komponentenpositionierung erreicht. Zudem kann der Nachteil der Verlängerung der Operationsdauer bei der Standardnavigation im Vergleich zur konventionellen Knieendoprothesenimplantation durch die Pinless-Methode auf ein vernachlässigbares Mindestmaß reduziert werden. Ebenfalls entfällt bei der Pinless-Navigation das Risiko für Pin-assoziierte Komplikationen.

Eine Schwachstelle der primären Pinless-Navigation bleibt die bisher nicht mögliche Weichteilbalancierung. Zudem muss bei der Pinless-Navigation die Berechnung der Knochenschnitte an Femur und Tibia bisher separat durchgeführt werden, da keine intraoperative Echtzeitmessung der Beinachse wie bei der Standard-Navigation möglich ist.

6 Anhang

6.1 Abkürzungsverzeichnis

95% CI	95%-Konfidenzintervall
A. (Aa.)	Arteria (Arteriae)
a.-p.	anterior-posterior
Abb.	Abbildung
Abschn.	Abschnitt
ACL	Ligamentum cruciatum anterius
ACT	autologe Chondrozytentransplantation
AMA	Anatomical Mechanical Angle
BMI	Body-Mass-Index
BQS	Bundesstelle für Qualitätssicherung
CAD	Computer Aided Design
CAS	Computer assisted surgery
CT	Computertomografie
GEK	Gmünder Ersatzkasse
Knie-TEP	Knietotalendoprothese
Lig. (Ligg.)	Ligamentum (Ligamenta)
mFA-mTA	mechanical Femur Axis - mechanical Tibia Axis
mLDFA	mechanical Lateral Distal Femoral Angle
mLDTA	mechanical Lateral Distal Tibial Angle
mLPFA	mechanical Lateral Proximal Femoral Angle
mMPTA	mechanical Medial Proximal Tibial Angle
n. s.	nicht signifikant
NSAR	nichtsteroidale Antirheumatika
N-TKA	navigated Total Knee Arthroplasty

OCT	autologe osteochondrale Transplantation
OR	Odds Ratio
PCL	Ligamentum cruciatum posterius
PE	Polyethylen
PRP	Platelet-rich Plasma
RR	Relatives Risiko
SD	Standardabweichung (engl. standard deviation)
SYSADOA	symptomatic slow acting drugs in osteoarthritis
Tab.	Tabelle
TKA	Total Knee Arthroplasty (Knie totalendoprothesenimplantation)
USA	Vereinigte Staaten von Amerika, engl. United States of America
V. (Vv.)	Vena (Venae)
VJ	Versicherungsjahre

6.2 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Bild aus dem Operationsaal mit Versuchsaufbau und Anordnung der zwei Navigationssysteme Kolibri® und VectorVision sky® [mit freundlicher Genehmigung von Springer Science+Business Media].....	24
Abbildung 2:	Bild aus dem Operationssaal während der Abnahme der anatomischen Landmarken mit dem Infrarotpointer [mit freundlicher Genehmigung von Springer Science+Business Media].....	27
Abbildung 3:	Screenshot von VectorVision sky® bei der Ausrichtung des tibialen Schnittblocks [mit freundlicher Genehmigung von Springer Science+Business Media].....	28
Abbildung 4:	Screenshot von VectorVision sky® bei der Ausrichtung des femoralen Schnittblocks [mit freundlicher Genehmigung von Springer Science+Business Media].....	30
Abbildung 5:	präoperative Radiologische Auswertung mit mediCAD®.....	32
Abbildung 6:	postoperative Radiologische Auswertung mit mediCAD®.....	34
Abbildung 7:	Geschlechterverteilung.....	38
Abbildung 8:	Altersverteilung.....	39
Abbildung 9:	Häufigkeitsverteilung der Kniegelenke nach operierter Seite.....	40
Abbildung 10:	Häufigkeitsverteilung der Operationsdauer.....	41
Abbildung 11:	Häufigkeitsverteilung präoperative Beinachse.....	42
Abbildung 12:	Häufigkeitsverteilung postoperative Beinachse.....	43
Abbildung 13:	Abweichung des femoralen Schnittblocks in der Frontalebene (konventionelle Navigation).....	44
Abbildung 14:	Abweichung des femoralen Schnittblocks in der Frontalebene (Pinless-Navigation).....	45
Abbildung 15:	Abweichung der femoralen Schnittblocks in der Sagittalebene (konventionelle Navigation).....	46
Abbildung 16:	Abweichung des femoralen Schnittblocks in der Sagittalebene	

	(Pinless-Navigation).....	47
Abbildung 17:	Abweichung der tibialen Schnittblocks in der Frontalebene (konventionelle Navigation).....	48
Abbildung 18:	Abweichung des tibialen Schnittblocks in der Frontalebene (Pinless-Navigation).....	49
Abbildung 19:	Abweichung des tibialen Schnittblocks in der Sagittalebene (konventionelle Navigation).....	50
Abbildung 20:	Abweichung des tibialen Schnittblocks in der Sagittalebene (Pinless-Navigation).....	51
Abbildung 21:	Bland-Altman-Plot für das coronare Alignment am distalen femorale Schnittblock.....	54
Abbildung 22:	Bland-Altman-Plot für das sagittale Alignment am distalen femorale Schnittblock.....	55
Abbildung 23:	Bland-Altman-Plot für das coronare Alignment am proximalen tibialen Schnittblock.....	57
Abbildung 24:	Bland-Altman-Plot für das sagittale Alignment am proximalen tibialen Schnittblock.....	58

6.3 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Outerbridge-Klassifikation.....	9
Tabelle 2:	Bewertung des ICC.....	36
Tabelle 3:	Geschlechterverteilung der eingeschlossenen Patienten.....	39
Tabelle 4:	Überblick über das coronare und sagittale Alignment am femoralen und tibialen Schnittblock für Standard-Navigation und Pinless- Navigation.....	52

6.4 Publikation

Teile der vorliegenden Promotionsarbeit wurde in der Zwischenzeit bereits publiziert:

Baier C, Maderbacher G, Springorum HR, Zeman F, Fitz W, Schaumburger J, Grifka J, Beckmann J. No difference in accuracy between pinless and conventional computer-assisted surgery in total knee arthroplasty. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014 Aug; 22(8): 1819-26.

7 Literaturverzeichnis

- 1 Aunan E, Kibsgård T, Clarke-Jenssen J, Röhrl SM. A new method to measure ligament balancing in total knee arthroplasty: laxity measurements in 100 knees. Arch Orthop Trauma Surg. 2012 Aug; 132(8): 1173-81.
- 2 Bae DK, Song SJ. Computer assisted navigation in knee arthroplasty. Clin Orthop Surg. 2011 Dec; 3(4): 259-67.
- 3 Bagge E, Bjelle A, Edén S, Svanborg A. Osteoarthritis in the elderly: clinical and radiological findings in 79 and 85 year olds. Ann Rheum Dis. 1991 Aug; 50(8): 535-9.
- 4 Baier C, Fitz W, Craiovan B, Keshmiri A, Winkler S, Springorum R, Grifka J, Beckmann J. Improved kinematics of total knee replacement following partially navigated modified gap-balancing technique. Int Orthop. 2014 Feb; 38(2): 243-9.
- 5 Baier C, Maderbacher G, Springorum HR, Zeman F, Fitz W, Schaumburger J, Grifka J, Beckmann J. No difference in accuracy between pinless and conventional computer-assisted surgery in total knee arthroplasty. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Aug; 22(8): 1819-26.
- 6 Barmer, GEK: Barmer GEK Report Krankenhaus 2010: Trends in der Endoprothetik des Hüft- und Kniegelenks 2010.
http://www.barmer-gek.de/barmer/web/Portale/Versicherte/Komponenten/gemeinsame__PDF__Dokumente/Reports/Report_20Krankenhaus_202010,property=Data.pdf
[Online im Internet; Stand 25.08.2014, 22:00]
- 7 Bähis H, Perlick L, Tingart M, Lüring C, Zurakowski D, Grifka J. Alignment in total knee arthroplasty. A comparison of computer-assisted surgery with the conventional technique. J Bone Joint Surg Br. 2004 Jul;86(5):682-7.
- 8 Bähis H, Tingart M, Perlick L, Lüring C, Anders S, Grifka J: Stellenwert der Endoprothetik und Umstellungsosteotomie bei Gonarthrose. Ergebnisse einer Umfrage an Unfallchirurgischen und Orthopädischen Kliniken. Z Orthop 2005; 143: 19–24.

- 9 Bauwens K¹, Matthes G, Wich M, Gebhard F, Hanson B, Ekkernkamp A, Stengel D. Navigated total knee replacement. A meta-analysis. J Bone Joint Surg Am. 2007 Feb; 89(2): 261-9.
- 10 Beldame J, Boisrenoult P, Beaufils P. Pin track induced fractures around computer-assisted TKA. Orthop Traumatol Surg Res. 2010 May; 96(3):249-55.
- 11 Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet. 1986 Feb 8; 1(8476): 307-10.
- 12 Bonutti P, Dethmers D, Stiehl JB. Case report : femoral shaft fracture resulting from femoral tracker placement in navigated TKA. Clin Orthop Relat Res. 2008 Jun; 466(6):1499-502.
- 13 BQS-Institut: Qualitätsreport 2003. Düsseldorf: Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH 2003.
http://www.bqs-qualitaetsreport.de/2003/ergebnisse/leistungsbereiche/knie_tep/28_datengrundlage
[Online im Internet; Stand 25.08.2014, 21:00]
- 14 BQS-Institut: Qualitätsreport 2008. Düsseldorf: Bundesgeschäftsstelle Qualitätssicherung gGmbH 2008.
<http://www.bqs-qualitaetsreport.de/2008/ergebnisse/leistungsbereiche/knietotalerst/basis>
[Online im Internet; Stand 25.08.2014, 21:00]
- 15 Buechel FF. A sequential three-step lateral release for correcting fixed valgus knee deformities during total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 1990 Nov; (260): 170-5.
- 16 Cartier P. Unikompartimenteller prothetischer Ersatz. In: Duparc J, Hrsg. Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie. 1. Auflage. München: Elsevier; 2005: 767-772.
- 17 Cerha O, Kirschner S, Günther KP, Lützner J. Cost analysis for navigation in knee endoprosthesis. Orthopade. 2009 Dec; 38(12): 1235-40.
- 18 Chen JY, Chin PL, Tay DK, Chia SL, Lo NN, Yeo SJ. Less outliers in pinless navigation compared with conventional surgery in total knee arthroplasty. Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2014 Aug; 22(8): 1827-32.

- 19 Deutsche Gesellschaft für Orthopädie und orthopädische Chirurgie und Berufsverband der Ärzte für Orthopädie: Leitlinien der Orthopädie: Gonarthrose. Deutscher Ärzte-Verlag 2002; 2nd Edition.
- 20 Evenson KR, McGinn AP. Test-retest reliability of a questionnaire to assess physical environmental factors pertaining to physical activity Int J Behav Nutr Phys Act. 2005 Jun 15; 2:7.
- 21 Fang D1, Ritter MA. Malalignment: forewarned is forearmed. Orthopedics. 2009 Sep; 32(9).
- 22 Felson DT: Epidemiology of knee and hip osteoarthritis. Epidemiol Rev 1988; 10: 1–28.
- 23 Fitz W, Sodha S, Reichmann W, Minas T. Does a modified gap-balancing technique result in medial-pivot knee kinematics in cruciate-retaining total knee arthroplasty? A pilot study. Clin Orthop Relat Res. 2012 Jan; 470(1): 91-8.
- 24 Flören M, Reichel H. Implantate. In: Wirtz DC, Hrsg. AE-Manual der Endoprothetik: Knie. 1. Aufl. Heidelberg: Springer; 2011: 57-71.
- 25 Frantz DD, Wiles AD, Leis SE, Kirsch SR. Accuracy assessment protocols for electromagnetic tracking systems. Phys Med Biol. 2003 Jul 21; 48(14):2241-51.
- 26 Freeman MA, Todd RC, Bamert P, Day WH. ICLH arthroplasty of the knee: 1968--1977. J Bone Joint Surg Br. 1978 Aug; 60-B(3): 339-44.
- 27 Galla M, Lobenhoffer P, Staubli AE. Die valgisierende öffnende Umstellungsosteotomie der proximalen Tibia mit Plattenfixateur. In: Lobenhoffer P, Agneskirchner JD, Galla M, Hrsg. Kniegelenknahe Osteotomien. 1. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2007: 51-64.
- 28 Gravius S. Alterung und Degeneration. In: Orthopädie und Unfallchirurgie essentials. Ruchholtz S, Wirtz DC, Hrsg. Stuttgart: Thieme; 2010: 21-23.
- 29 Halder AM, Köhler S. Indikation, Untersuchungen, Aufklärung und Planung der Knieendoprothese. In: Wirtz DC, Hrsg. AE-Manual der Endoprothetik: Knie. 1. Auflage. Heidelberg: Springer; 2011: 85-108.

- 30 Hannan MT, Felson DT, Pincus T: Analysis of the discordance between radiographic changes and knee pain in osteoarthritis of the knee. *J Rheumatol* 2000; 27: 1513–17.
- 31 Heesterbeek PJ, Jacobs WC, Wymenga AB. Effects of the balanced gap technique on femoral component rotation in TKA. *Clin Orthop Relat Res*. 2009 Apr; 467(4): 1015-22.
- 32 Insall JN, Binazzi R, Soudry M, Mestriner LA. Total knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1985 Jan-Feb; (192): 13-22.
- 33 Jenny JY, Clemens U, Kohler S, Kiefer H, Konermann W, Miehke RK. Consistency of implantation of a total knee arthroplasty with a non-image-based navigation system: a case-control study of 235 cases compared with 235 conventionally implanted prostheses. *J Arthroplasty*. 2005 Oct; 20(7): 832-9.
- 34 Jerosch J, Fuchs S, Heisel J. Knieendoprothetik - eine Standortbestimmung. *Dtsch Arztebl*. 1997 Feb; 94(8): 449-55.
- 35 Jerosch J, Heisel J. Endoprothesenrelevante Biomechanik und Pathophysiologie des Kniegelenkes. Jerosch J, Heisel J, Hrsg. In: *Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung*. 1. Auflage. Berlin: Springer; 1998: 3-24.
- 36 Jerosch J, Heisel J. Grundlagen der Knieendoprothetik. In: Jerosch J, Heisel J, Hrsg. *Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung*. 1. Auflage. Berlin: Springer; 1998: 45-74.
- 37 Jerosch J, Heisel J. Grundzüge der Operationstechnik. In: Jerosch J, Heisel J, Hrsg. *Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung*. 1. Auflage. Berlin: Springer; 1998: 123-167.
- 38 Jerosch J, Heisel J. Präoperative Planung. In: Jerosch J, Heisel J, Hrsg. *Knieendoprothetik: Indikationen, Operationstechnik, Nachbehandlung, Begutachtung*. 1. Auflage. Berlin: Springer; 1998: 107-122.
- 39 Kanamiya T, Whiteside LA, Nakamura T, Mihalko WM, Steiger J, Naito M. Ranawat Award paper. Effect of selective lateral ligament release on stability in knee arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 2002 Nov; (404): 24-31.

- 40 Kellgren JH, Lawrence JS. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*. 1957 Dec;16(4):494-502.
- 41 Khoshbin A, Leroux T, Wasserstein D, Marks P, Theodoropoulos J, Ogilvie-Harris D, Gandhi R, Takhar K, Lum G, Chahal J. The efficacy of platelet-rich plasma in the treatment of symptomatic knee osteoarthritis: a systematic review with quantitative synthesis. *Arthroscopy*. 2013 Dec; 29(12): 2037-48.
- 42 König DP, Schnurr C. Knorpelschäden. In: *Orthopädie und Unfallchirurgie essentials*. Ruchholtz S, Wirtz DC, Hrsg. Stuttgart: Thieme; 2010: 475-477.
- 43 Krämer J, Grifka J. *Orthopädie, Unfallchirurgie*. Heidelberg: Springer; 2007: 273-294.
- 44 Kurtz S, Ong K, Lau E, Mowat F, Halpern M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89: 780e5.
- 45 Kwiecien R, Kopp-Schneider A, Blettner M. Concordance analysis: part 16 of a series on evaluation of scientific publications. *Dtsch Arztebl Int*. 2011 Jul;108(30):515-21.
- 46 Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977 Mar; 33(1): 159-74.
- 47 Lopomo N, Sun L, Zaffagnini S, Giordano G, Safran MR. Evaluation of formal methods in hip joint center assessment: an in vitro analysis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2010 Mar; 25(3): 206-12.
- 48 Lüring C, Bächli H, Tingart M, Perlick L, Grifka J. Die navigationsgestützte Knieendoprothetik: Eine Standortbestimmung unter evidenzbasierten Kriterien. *Dtsch Arztebl*. 2005 Aug; 102(34-35): 2320-25.
- 49 Lüring C, Grifka J. Erkrankungen des Kniegelenks. In: Grifka J, Kuster M, Hrsg. *Orthopädie und Unfallchirurgie*. 1. Auflage. Berlin: Springer; 2011: 760-783.
- 50 Lüring C, Tingart M, Grifka J. Degenerative Gelenkerkrankungen. In: Grifka J, Kuster M, Hrsg. *Orthopädie und Unfallchirurgie*. 1. Auflage. Berlin: Springer; 2011: 281-297.

- 51 Maderbacher G, Schaumburger J, Keshmiri A, Barthel M, Springorum HR, Craiovan B, Grifka J, Baier C. Pinless navigation in total knee arthroplasty: navigation reduced by the maximum? *Int Orthop*. 2015 Mar; 39(3): 455-60.
- 52 Mason JB, Fehring TK, Estok R, Banel D, Fahrbach K. Meta-analysis of alignment outcomes in computer-assisted total knee arthroplasty surgery. *J Arthroplasty*. 2007 Dec; 22(8): 1097-106.
- 53 Merle C, Aldinger PR. Endoprothetik des Kniegelenkes. In: Krukemeyer MG, Möllenhoff G, Hrsg. *Endoprothetik*. De Gruyter: Berlin. 2009: 89-115.
- 54 Mettelsiefen J et al. Entwicklung der Knieendoprothetik, Indikation und sozioökonomische Gesichtspunkte. In: Wirtz DC, Hrsg. *AE-Manual der Endoprothetik - Knie*. 1. Auflage. Heidelberg: Springer; 2011: 47-53.
- 55 Mettelsiefen J, Kirschner S, Lützner J, Günther KP. Entwicklung der Knieendoprothetik, Indikation und sozioökonomische ,Gesichtspunkte. In: Wirtz DC, Hrsg. *AE-Manual der Endoprothetik: Knie*. 1. Auflage. Heidelberg: Springer. 2011: 47-55.
- 56 Michael JW, Schlüter-Brust KU, Eysel P. Epidemiologie, Ätiologie, Diagnostik und Therapie der Gonarthrose. *Dtsch Arztebl Int*. 2010 Mar;107(9):152-162.
- 57 Mihalko WM, Whiteside LA, Krackow KA. Comparison of ligament-balancing techniques during total knee arthroplasty. *J Bone Joint Surg Am*. 2003; 85-A Suppl 4: 132-5.
- 58 Newmann JH. Unikompartimentelle Knieprothesen. In: Duparc J, Hrsg. *Chirurgische Techniken in Orthopädie und Traumatologie*. 1. Auflage. München: Elsevier; 2005: 759-766.
- 59 Oliveria SA, Felson DT, Reed JI, et al.: Incidence of symptomatic hand, hip and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organisation. *Arthritis and Rheumatism* 1995; 38: 1134–41.
- 60 Pabinger C, Berghold A, Boehler N, Labek G. Revision rates after knee replacement. Cumulative results from worldwide clinical studies versus joint registers. *Osteoarthritis Cartilage*. 2013 Feb; 21(2): 263-8.
- 61 Pap G, Meinecke I. Ätiologie und Pathogenese der Gonarthrose. In: Wirtz DC, Hrsg. *AE-Manual der Endoprothetik: Knie*. 1. Auflage. Heidelberg: Springer; 2011: 33-46.

- 62 Pitto RP, Graydon AJ, Bradley L, Malak SF, Walker CG, Anderson IA. Accuracy of a computer-assisted navigation system for total knee replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 2006 May; 88(5): 601-5.
- 63 Prescher A. Anatomie des Kniegelenks (Articulatio genus). In: Wirtz DC, Hrsg. *AE-Manual der Endoprothetik: Knie.* 1. Auflage. Heidelberg: Springer; 2011: 1-18.
- 64 Quack VM, Kathrein S, Rath B, Tingart M, Lüring C. Computer-assisted navigation in total knee arthroplasty: a review of literature. *Biomed Tech (Berl).* 2012 Aug; 57(4): 269-75.
- 65 Rath B, Springorum HR, Beckmann J, Schaumburger J, Tingart M, Grifka J, Lüring C. Importance of computer-assisted navigation in total knee arthroplasty - results of a nationwide survey in Germany. *Z Orthop Unfall.* 2011 Apr; 149(2): 173-7.
- 66 Rauber A, Kopsch F. Skelettsystem. In: Tillmann B, Töndury G, Hrsg. *Anatomie des Menschen: Band I Bewegungsapparat.* 20. Auflage. Stuttgart: Thieme; 1987: 51-127.
- 67 Rauber A, Kopsch F. Untere Extremität. In: Tillmann B, Töndury G, Hrsg. *Anatomie des Menschen: Band I Bewegungsapparat.* 20. Auflage. Stuttgart: Thieme; 1987: 445-651.
- 68 Reichel H. Arthrose. In: Kohn D, Hrsg. *Das Knie.* 1. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2000: 221-277.
- 69 Robert Koch-Institut, Hrsg. Muskel- und Skeletterkrankungen. In: *Gesundheit in Deutschland. Gesundheitsberichterstattung des Bundes.* Robert Koch-Institut, Hrsg. Berlin. 2006.
<https://www.gbe-bund.de/pdf/GESBER2006.pdf>
[Online im Internet; Stand 28.05.2015, 10:00]
- 70 Röhrig, H. Operation der Kniegelenksendoprothese. In: Wirtz DC, Hrsg. *AE-Manual der Endoprothetik: Knie.* 1. Auflage. Heidelberg: Springer; 2011: 127-141.
- 71 Rössler H, Rütther W. *Orthopädie und Unfallchirurgie.* München: Urban & Fischer Verlag; 2005: 296-318.

- 72 Saeki K, Mihalko WM, Patel V, Conway J, Naito M, Thrum H, Vandenueker H, Whiteside LA. Stability after medial collateral ligament release in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2001 Nov; (392): 184-9.
- 73 Scott RD. Totale Kniearthroplastik. 1. Auflage. München: Elsevier; 2007: 25-46.
- 74 Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. Psychol Bull. 1979 Mar; 86(2): 420-8.
- 75 Siebel T. Endoprothetik. In: Kohn D, Hrsg. Das Knie. 1. Auflage. Stuttgart: Thieme; 2000: 95-98.
- 76 Sparmann M, Wolke B, Czupalla H, Banzer D, Zink A. Positioning of total knee arthroplasty with and without navigation support. A prospective, randomised study. J Bone Joint Surg Br. 2003 Aug; 85(6): 830-5.
- 77 Tingart M, Lüring C, Bächli H, Beckmann J, Grifka J, Perlick L. Computer-assisted total knee arthroplasty versus the conventional technique: how precise is navigation in clinical routine? Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc. 2008 Jan; 16(1): 44-50.
- 78 van Saase JL, van Romunde LK, Cats A, Vandenbroucke JP, Valkenburg HA. Epidemiology of osteoarthritis: Zoetermeer survey. Comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations. Ann Rheum Dis. 1989 Apr; 48(4): 271-80
- 79 Wessinghage D. Themistocles Gluck. 100 years artificial joint replacement . Z Orthop Ihre Grenzgeb. 1991 Sep-Oct; 129(5): 383-8.
- 80 Whiteside LA, Saeki K, Mihalko WM. Functional medical ligament balancing in total knee arthroplasty. Clin Orthop Relat Res. 2000 Nov; (380): 45-57.
- 81 Xie C, Liu K, Xiao L, Tang R. Clinical Outcomes After Computer-assisted Versus Conventional Total Knee Arthroplasty. Orthopedics. 2012 May; 35(5): e647-53.
- 82 Yau WP, Leung A, Liu KG, Yan CH, Wong LL, Chiu KY. Interobserver and intra-observer errors in obtaining visually selected anatomical landmarks during registration process in non-image-based navigation-assisted total knee arthroplasty. J Arthroplasty. 2007 Dec; 22(8):1150-61.

8 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Dr. h.c. Joachim Grifka für die freundliche Überlassung des Themas.

Großer Dank gebührt Herrn Dr. med. Clemens Baier, der mir von Beginn an unterstützend und beratend zur Seite stand, für die hervorragende Betreuung.

Sehr hilfreich war mir die statistische Beratung durch Herrn Florian Zeman vom Zentrum für Klinische Studien des Universitätsklinikums Regensburg. Ihm möchte ich meinen herzlichen Dank aussprechen.

Zudem möchte ich allen herzlichst danken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt haben. Insbesondere möchte ich mich bei meinem Freund und bei meiner Familie für Ihren Rückhalt und die stetige Motivation bedanken.

9 Lebenslauf